



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



Solimar Maria Ganzarolli
Cirurgiã-Dentista

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

**“AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO, POROSIDADE, RESISTÊNCIA À FLEXÃO E
AO IMPACTO DE RESINAS ACRÍLICAS”.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica - Área de Prótese Dental.

Piracicaba – 2001





FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS




Solimar Maria Ganzarolli

Cirurgiã-Dentista

**“AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO, POROSIDADE, RESISTÊNCIA À FLEXÃO E
AO IMPACTO DE RESINAS ACRÍLICAS”.**

Orientadora: Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury.

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, 17 / 05 / 2001


Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do Título de Doutor
em Clínica Odontológica - Área de Prótese
Dental.

Piracicaba - 2001

6h7ena

Ficha Catalográfica

G159a Ganzarolli, Solimar Maria.
Avaliação da adaptação, porosidade, resistência à flexão e ao impacto de resinas acrílicas. / Solimar Maria Ganzarolli. – Piracicaba, SP: [s.n.], 2001.
xiv, 81f. : il.

Orientadora: Prof^a Dr^a Altair Antoninha Del Bel Cury.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas acrílicas dentárias. 2. Resistência dos materiais. 3. Microondas. 4. Injeções. I. Del Bel Cury, Altair Antoninha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 13 de Março de 2001, considerou a candidata SOLIMAR MARIA GANZAROLLI aprovada.

1. Profa. Dra. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY

2. Prof. Dr. JOSÉ VIRGÍLIO DE PAULA EDUARDO

3. Profa. Dra. KATIA OLMEDO BRAUN

4. Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

5. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A **Deus**, pela Vida.

Aos meus pais, **Maria Ignês e Luiz**,
pessoas especiais, que me ensinaram
amar a Vida e lutar pelos meus objetivos.

Ao **Edmilson**, pela Companhia,
Amor, Sinceridade e Alegria, em
todos os momentos.

Agradecimento Especial...

À *Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury,*

exemplo de determinação,

pela amizade, orientação, e apoio, que tanto

influenciaram em minha formação profissional e

como ser humano.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP-UNICAMP)**, na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum** e a **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, coordenadora geral dos Cursos de Pós-Graduação.

A **todos os professores** da Faculdade de Odontologia de Piracicaba que participaram de minha formação profissional e me orientaram na definição de meus objetivos.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade Paulista (UNIP)**, na pessoa do Diretor do Instituto de Saúde, **Prof. Dr. Nicolau Tortamano**, ao **Prof. Dr. José Leonardo Simone**, coordenador geral do Curso de Odontologia UNIP Campinas e ao **Prof. Dr. José Jam de Mello**, coordenador geral do Curso de Odontologia UNIP Sorocaba.

À **FAPESP-Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, pelo apoio financeiro a este trabalho.

Ao laboratório de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, e ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, pela permissão do uso do laboratório de materiais dentários durante a fase experimental.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, processo FAPESP 99/04198-0, pela permissão do uso da Máquina de Ensaio EMIC DL-500 durante a fase experimental.

Ao Sr. **THOMASZ Gomes**, pela atenção dispensada e por ceder gentilmente a resina Palaxpress utilizada neste trabalho.

Aos meus primos, engenheiros **Cláudio Luís Steula** e **Sérgio Luís Steula**, pela colaboração durante a estatística e o ensaio de porosidade.

Aos colegas de Pós-Graduação, **Daniela Maffei Botega**, **Eduardo Carrilho**, **Eduardo P. Rocha**, **Frederico Augusto Peixoto Silva**, **Glauco R. Zanetti**, **José Antônio N. de Mello**, **Luís Henrique Borges**, **Paulo Sérgio Nadin**, **Ricardo Zavanelli**, **Rodrigo Nunes Rached**, **Sidney Kina**, **Silvia Helena Padovan** e **Viviane Maia**, pelos momentos de alegria, pela amizade sincera e excelente convívio.

Às amigas **Adriana Scarpari**, **Consuelo Niero Moreno**, **Kátia Olmedo Braun**, **Maria Angelita Baltieri**, **Maria Cândida de Almeida**, **Rosemary Sadami Shinkai**, **Vera Alice Bolzani**, pelo apoio, presença e amizade nos momentos difíceis.

Aos cunhados “irmãozinhos” e amigos **Edilene** e **Charbel Moisés**, pela amizade, carinho, presença e paciência em todos os momentos.

Ao meu querido sobrinho e afilhado **Lucca Splendore Moisés**, sua sinceridade em amar transmite paz e felicidade em qualquer momento. Agradeço a você por todo Amor em todos os momentos.

Aos colegas e professores da UNIP, **Dr. Ângelo S. Secco**, **Eudes Gondim Jr.**, **Márcio Z. Casatti**, **Sérgio Toledo**, pelo grande apoio e amizade.

À bibliotecária **Heloísa Maria Ceccotti**, pelo auxílio na formatação das referências bibliográficas.

A **Sra. Joselena Casati Lodi**, técnica do laboratório de Prótese Parcial Removível, pelo grande apoio.

A **Sra. Alair Therezinha R. de Queiroz** e aos **Srs. Adriano e Luciano de Queiroz**, pelo apoio durante a fase experimental.

A todos que me apoiaram e colaboraram na elaboração deste trabalho.

Muito Além de uma Porta

*“Se você encontrar uma porta a sua frente, poderá abri-la ou não.
Se você abrir a porta, poderá ou não entrar em uma nova sala.
Para entrar, você vai ter que vencer a dúvida, o titubeio ou o medo.*

*Se você venceu, você deu um grande passo: nesta sala vive-se.
Mas também tem um preço: são inúmeras as outras portas que você descobre.
O grande segredo é saber quando e qual porta deve ser aberta.
A vida não é rigorosa: ela propicia erros e acertos.
Os erros podem ser transformados em acertos, quando, com eles, se aprende.
Não existe a segurança do acerto eterno.*

*A vida é generosa: a cada sala em que se vive, descobrem-se outras tantas portas.
A vida enriquece a quem se arrisca a abrir novas portas.
Ela privilegia quem descobre seus segredos, e generosamente oferece afortunadas portas.*

*Mas a vida pode também ser dura e severa:
Se você não ultrapassar a porta, terá sempre essa mesma porta pela frente.
É a repetição perante a criação.
É a monotonia cromática perante o arco-íris.
É a estagnação da vida.*

Para a vida, as portas não são obstáculos, mas diferentes passagens...”

Dr. Issami Tiba.

Sumário

<u>SUMÁRIO</u>	XI
<u>LISTAS DE FIGURAS, TABELAS, QUADROS E GRÁFICOS:</u>	XIII
<u>Figuras:</u>	xiii
<u>Tabelas:</u>	xiii
<u>Quadros:</u>	xiv
<u>Gráficos:</u>	xiv
<u>RESUMO</u>	1
<u>ABSTRACT</u>	2
<u>INTRODUÇÃO</u>	3
<u>REVISÃO DA LITERATURA</u>	6
<u>PROPOSIÇÃO</u>	38
<u>METODOLOGIA</u>	39
<u>Preparo das amostras</u>	39
<u>Para teste de adaptação</u>	39
<u>Modelos de gesso</u>	39
<u>Preparo das Bases-de-prova</u>	40
<u>Inclusão dos modelos</u>	40
<u>Preenchimento dos moldes</u>	41
<u>Métodos de Polimerização</u>	43
<u>Para Testes de porosidade, resistência à flexão e ao impacto:</u>	44
<u>Matrizes Metálicas Utilizadas</u>	44
<u>Inclusão das matrizes</u>	44
<u>Preenchimento dos moldes</u>	45
<u>Acabamento das amostras</u>	46
<u>Avaliação das amostras</u>	48
<u>Teste de adaptação</u>	48
<u>Avaliação da Resistência à Flexão:</u>	49
<u>Resistência ao Impacto (Ensaio Charpy):</u>	49
<u>Avaliação de porosidade das amostras</u>	50

<u>Análise Estatística</u>	52
<u>RESULTADOS</u>	53
<u>Adaptação</u>	53
<u>Teste Imediato</u>	53
<u>Armazenagem em água</u>	54
<u>Teste imediato e após armazenagem em água</u>	55
<u>Porosidade</u>	56
<u>Resistência à Flexão</u>	57
<u>Resistência ao Impacto</u>	58
<u>DISCUSSÃO</u>	59
<u>Resinas</u>	59
<u>Adaptação</u>	60
<u>Porosidade</u>	62
<u>Resistência à flexão</u>	63
<u>Resistência ao impacto</u>	64
<u>CONCLUSÕES</u>	65
<u>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</u>	66
<u>ANEXOS</u>	74
<u>Adaptação</u>	78
<u>Porosidade</u>	79
<u>Resistência à Flexão</u>	80
<u>Resistência ao Impacto</u>	81

Listas de figuras, tabelas, quadros e gráficos:

Figuras:

<u>FIGURA 1: MODELOS METÁLICO E EM GESSO, SIMULANDO UMA MAXILA EDÊNTULA.</u>	39
<u>FIGURA 2: CONJUNTO-BASE MODELO INCLUÍDOS EM MUFLA METÁLICA, ESPECÍFICA PARA TÉCNICA DE INJEÇÃO.</u>	41
<u>FIGURA 3: RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADAS NO EXPERIMENTO.</u>	42
<u>FIGURA 4: SISTEMA PALAJET – POLIMERIZADORA E INJETORA UTILIZADAS NO EXPERIMENTO.</u>	42
<u>FIGURA 5: MATRIZES METÁLICAS UTILIZADAS PARA TESTES DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO E AO IMPACTO E POROSIDADE.</u>	44
<u>FIGURA 6: MUFLA METÁLICA ESPECÍFICA PARA TÉCNICA DE INJEÇÃO.</u>	45
<u>FIGURA 7: POLITRIZ AROTEC APL-4 (A) E CORTADEIRA IMPTECH PC 10 (B), UTILIZADAS NO EXPERIMENTO.</u>	46
<u>FIGURA 8: ESQUEMA DAS AMOSTRAS UTILIZADAS PARA TESTES DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO E AO IMPACTO (A) E POROSIDADE (B).</u>	47
<u>FIGURA 9: SILICONE POR ADIÇÃO PESADO EM BALANÇA DE PRECISÃO.</u>	48
<u>FIGURA 10: ENSAIO PARA RESISTÊNCIA À FLEXÃO.</u>	49
<u>FIGURA 11: MÁQUINA DE ENSAIO OTTO WOLPERT WERKE.</u>	50
<u>FIGURA 12: AMOSTRAS SENDO PESADAS EM AR (A) E EM ÁGUA (B).</u>	51
<u>FIGURA 13: ESQUEMA REPRESENTANDO PESAGEM DAS AMOSTRAS EM AR E ÁGUA, RESPECTIVAMENTE.</u>	52

Tabelas:

<u>TABELA 1: COMPARAÇÃO DE MÉDIAS E DESVIOS-PADRÃO PARA A VARIÁVEL ADAPTAÇÃO (TESTE IMEDIATO), EM GRAMAS (G) DENTRO DOS GRUPOS.</u>	53
<u>TABELA 2: COMPARAÇÃO DE MÉDIAS E DESVIOS-PADRÃO PARA A VARIÁVEL ADAPTAÇÃO (ARMAZENADA EM ÁGUA), EM GRAMAS (G), DENTRO DOS GRUPOS.</u>	54

L i s t a s

<u>TABELA 3: MÉDIAS E DESVIOS-PADRÃO DA ADAPTAÇÃO, EM CADA GRUPO PARA A VARIÁVEL MEDIDA EM GRAMAS (G).</u>	55
<u>TABELA 4: COMPARAÇÃO DE MÉDIAS E DESVIOS-PADRÃO PARA A VARIÁVEL VOLUME DA POROSIDADE (CM³) DENTRO DOS GRUPOS.</u>	56
<u>TABELA 5: COMPARAÇÃO DE MÉDIAS E DESVIOS-PADRÃO PARA A VARIÁVEL RESISTÊNCIA À FLEXÃO (MPa), DENTRO DOS GRUPOS.</u>	57
<u>TABELA 6: COMPARAÇÃO DE MÉDIAS E DESVIOS-PADRÃO PARA A VARIÁVEL RESISTÊNCIA AO IMPACTO (JOULES) DENTRO DOS GRUPOS.</u>	58

Quadros:

<u>QUADRO 1: MARCA COMERCIAL DAS RESINAS UTILIZADAS, MÉTODO DE POLIMERIZAÇÃO E SEUS RESPECTIVOS FABRICANTES.</u>	41
<u>QUADRO 2: DIVISÃO DOS CORPOS-DE-PROVA-DE-PROVA, SEPARADOS EM SEUS RESPECTIVOS GRUPOS, COM O NÚMERO DE AMOSTRAS PARA CADA GRUPO.</u>	43
<u>QUADRO 3: NÚMERO DE AMOSTRAS PARA CADA GRUPO E SUAS DIMENSÕES, DE ACORDO COM O TESTE APLICADO:</u>	47

Gráficos:

<u>GRÁFICO 1: REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA VARIÁVEL ADAPTAÇÃO (TESTE IMEDIATO).</u>	53
<u>GRÁFICO 2: REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA VARIÁVEL ADAPTAÇÃO (ARMazenadas em ÁGUA).</u>	54
<u>GRÁFICO 3: REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS MÉDIAS DO PESO DA CAMADA DE SILICONE.</u>	55
<u>GRÁFICO 4: REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA VARIÁVEL POROSIDADE.</u>	56
<u>GRÁFICO 5: REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA VARIÁVEL RESISTÊNCIA À FLEXÃO.</u>	57
<u>GRÁFICO 6: REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA VARIÁVEL RESISTÊNCIA AO IMPACTO.</u>	58

Resumo

A adaptação das bases de prótese evita a formação de hiperplasias e mantém uma adequada função mastigatória. A presença de porosidade pode levar a um acúmulo de Cândida albicans e diminuição da resistência da prótese. Foi propósito deste trabalho avaliar a adaptação e porosidade, resistência à flexão e ao impacto de três diferentes tipos de resinas acrílicas: termopolimerizável convencional Clássico (C), resina para polimerização em forno de microondas Onda Cryl (O) e resina injetada Palaxpress (P). A avaliação da adaptação foi realizada imediatamente após a demuflagem (TI) e após um período de armazenagem por 30 dias (AA). Para verificar a desadaptação foi verificado o peso de silicone por adição (Express-3M) interposto entre a base de resina e o modelo metálico. A porosidade foi avaliada pelo peso de cada amostra em ar e água, em balança de precisão de 0,001g. Para os testes de resistência à flexão e ao impacto, foram confeccionadas amostras de 65x10x2,5 mm. As médias e desvios padrões foram: para adaptação em gramas (g) TI; C= 0,573 ± 0,037 (ab); O= 0,640 ± 0,061 (a); P= 0,503 ± 0,062 (b); AA; C= 0,705 ± 0,055 (a); O= 0,696 ± 0,051 (a); P= 0,583 ± 0,087 (b). Quando comparados TI com AA, verificou-se uma distorção das 3 resinas utilizadas. Para porosidade em cm³: C= 0,450 ± 0,052 (a); O= 0,500 ± 0,0 (ab); P= 0,590 ± 0,128 (b); para resistência à flexão em Mpa: C= 81,970 ± 7,999 (a); O= 97,550 ± 9,713 (b); P= 92,090 ± 6,301 (b); para resistência ao impacto em Joules: C= 0,250 ± 0,0 (a); O= 0,267 ± 0,004 (b); P= 0,258 (± 0,006 (b). A análise de variância e a comparação utilizando o teste t mostrou diferença entre os grupos e as médias seguidas por letras diferentes mostraram diferença significativa ($\alpha=5\%$). Com estes resultados concluiu-se que a resina Palaxpress possui melhor adaptação se comparada com as resinas Clássico e Onda Cryl; e a resina Clássico apresentou menor porosidade e menor resistência à flexão e ao impacto quando comparada com as duas outras resinas utilizadas neste trabalho.

Palavras-chave: Resinas acrílicas; Adaptação; Porosidade; Resistência; Injeção.

Abstract

The adaptation of the prosthesis bases avoids hyperplastic formation, and it keeps an adequate function masticator. The presence of porosity can lead to microorganisms growing Cândida albicans, and decrease of the denture base strength. The aim this work was evaluates the adaptation, porosity, flexural and impact strength of 03 different kinds of acrylic resins: conventional heat cured Clássico (C), resin microwave active Onda Cryl (O) and injected resin Palaxpress (P). Adaptation assessment was performed immediately after for deflasking (TI) and after a storage period for 30 days (AA). To verify for desadaptation was accomplished the addition silicone weight (Express-3M) intervened between resin base and the metallic model. The porosity was evaluated by the weight of each sample in air and water, in precision balance of 0.001g. For the flexural and impact strength, were made samples of 65X10X2,5 mm. The means and standard deviations were: adaptation (g) TI; C= 0.573 ± 0.037 (ab); O= 0.640 ± 0.061 (a); P= 0.503 ± 0.062 (b); AA; C= 0.705 ± 0.055 (a); O= 0.696 ± 0.051 (a); P= 0.583 ± 0.087 (b). When compared TI with AA, to observed the expansion of 3 resins. Porosity (cm³): C= 0.450 ± 0.052 (a); O= $0.500 \pm 0,0$ (ab); P= 0.590 ± 0.128 (b); transverse strength (MPa): C= 81.970 ± 7.999 (a); O= 97.550 ± 9.713 (b); P= 92.090 ± 6.301 (b); impact strength (Joules): C= 0.250 ± 0.0 (a); O= 0.267 ± 0.004 (b); P= $0.258 (\pm 0.006)$ (b). The results of analysis of variance and the means comparison using t test showed difference between the groups. The means followed by different letters showed significant difference ($\alpha=5\%$). It was conclude that: the resin Palaxpress owns better adaptation if compared with the Clássico resins and Onda Cryl, the Clássico resin introduced smaller porosity and smaller resistance the inflection and to the impact when compared with both other used resins in this work.

Key Words: Acrylic resins; Adaptation; Porosity; Strength; Injection.

Introdução

A necessidade de substituir elementos dentais perdidos, recuperando a estética e a função mastigatória há muito tempo tem sido motivo de estudos e pesquisas para obtenção de materiais odontológicos com propriedades físico-químicas cada vez melhores. A preocupação com a estética e a recuperação de uma aparência natural foi o fator determinante, para que, em meados de 1938, o vulcanite, material utilizado na época para confecção de próteses totais e parciais fosse substituído pela resina acrílica. Aquele material, à base de borracha vulcanizada, apesar de possuir propriedades físicas adequadas (SPENCER & GARIAEFF, 1949⁴⁷), apresentava-se na cor marrom, o que diferia muito da tonalidade da gengiva humana. A resina acrílica, material a base de polimetil metacrilato, além de apresentar melhor estética, possuía maior facilidade de processamento e reparo (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959⁵⁷).

As resinas acrílicas utilizadas para confecção de próteses removíveis são aquelas processadas pela mistura do monômero com o polímero, formando uma massa plástica que é colocada no interior do molde de gesso, em muflas metálicas, as quais sofrem compressão. A polimerização ocorre com a imersão das muflas em água com temperatura controlada e tempo específico (HAYDEN, 1986²²). Apesar de muito utilizado, este material está ainda distante de preencher os requisitos ideais quanto às propriedades mecânicas.

Um dos problemas mais comumente encontrados é a baixa resistência à flexão e ao impacto, pois muitas fraturas das resinas acrílicas são causadas pelas tensões induzidas durante a mastigação (FUJJI, 1989¹⁸). Estas fraturas são potencializadas quando ocorre a formação de poros (SANDERS et al., 1987⁴⁴), muito freqüente em regiões mais espessas da resina, que surgem quando a temperatura ultrapassa a do ponto de ebulição do monômero (SABIT et al., 1975⁴⁰). Além de comprometer a estética e diminuir as propriedades físicas das resinas, a presença de porosidade nas próteses pode causar sérios problemas ao paciente, como a estomatite protética, que se desenvolve devido ao acúmulo de placa bacteriana e conseqüente proliferação de *Cândida albicans* na superfície das mesmas (DAVENPORT, 1970¹²). Outro problema encontrado é que o método de prensagem e

polimerização já citado, pode levar à deformação da resina, devido à liberação de tensões internas incorporadas no interior do molde (SPENCER & GARIAEF, 1949⁴⁷). A alteração dimensional da resina pode ocorrer durante sua confecção ou durante seu uso clínico (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959⁵⁷). Próteses mal adaptadas no reborda causam dificuldades mastigatórias (BLATTERFEIN, 1958⁴).

Buscando a melhoria das propriedades do material, e com o desenvolvimento tecnológico, surgiu, em 1968, a resina polimerizada por irradiação de energia microondas (NISHII, 1968³¹). Esta técnica trouxe vantagens sobre o método convencional, pois, além de limpo, é muito rápido (KIMURA et al., 1984²⁷; HAYDEN, 1986²²; DE CLERCK, 1987¹³). Outra vantagem da resina polimerizada em microondas é a diminuição de tensões, reduzindo, assim, as distorções (NISHII, 1968³¹; KIMURA et al., 1983²⁸) e porosidades devido ao controle de energia.

Em relação às propriedades físicas, as resinas para forno de microondas diferem das resinas termo e autopolimerizáveis devido aos diferentes tipos de polimerização e composição das mesmas (DEL BEL CURY, 1994¹⁵). As resinas para forno de microondas também apresentam menor porosidade em relação às resinas convencionais, quando aquelas são reembasadas, e então submetidas a um segundo ciclo de polimerização (RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY, 1995³⁹). Conseqüentemente, a resistência à flexão (YUNUS et al., 1994⁵⁹) e ao impacto da resina para microondas é maior quando comparada com as resinas polimerizadas pelo método convencional.

Um método antigo, com início por volta de 1960, (ANTHONY & PEYTON²), mas pouco utilizado, é o sistema de resina injetada. Atualmente, esta técnica tem sido estudada e equipamentos específicos para a injeção de resinas foram desenvolvidos. Pesquisas realizadas (SYKORA & SUTOW, 1990⁴⁸, 1993⁵⁰) mostraram que as próteses confeccionadas por este método têm mostrado melhor adaptação quando comparadas ao método de prensagem convencional, e a resina polimerizada por energia de microondas apresentou a menor resistência à flexão se comparada com as resinas injetadas (POWERS & EL SHEIKH, 1998³⁶). A melhor adaptação da resina injetada talvez possa ser justificada pelo fato de que esta resina é colocada ainda fluida no interior da mufla (CRAIG, 1997¹¹). Entretanto, o fato de a resina ser injetada, ainda fluida, no interior da mufla poderia causar

I n t r o d u ç ã o

um aumento da porosidade do material e, conseqüentemente, diminuir a resistência à flexão e ao impacto?

Diante destas dúvidas e devido à grande importância clínica das propriedades descritas acima, como adaptação, porosidade, resistência à flexão e ao impacto, foi propósito deste trabalho verificar e comparar diferentes métodos de manipulação e polimerização de resinas para bases de próteses, encontradas no mercado nacional.

Revisão da Literatura

SPENCER & GARIAEF⁴⁷, em 1949, em uma revisão da literatura compararam as vantagens do uso de plásticos como material para base de prótese com o vulcanite. Segundo os autores, as vantagens dos plásticos sobre o vulcanite são: 1) facilidade de manipulação e reparo, 2) melhor condução térmica, 3) resistência ao crescimento bacteriano, 4) translucidez e estabilidade de cor, 5) menor permeabilidade aos fluidos orais e 6) menor contração de reprocessamento. A vantagem do vulcanite sobre o plástico seria a maior tolerância aos tecidos orais. Os autores concluem que os plásticos, quando adequadamente processados, têm vantagens definitivas sobre o vulcanite.

Segundo **BLATTERFEIN**⁴ (1958), os fatores determinantes para os procedimentos de reembasamento de próteses parciais removíveis são: 1) o tipo de base presente na prótese, 2) grau de reabsorção do osso alveolar sob estas, 3) a precisão da extensão da borda, 4) a oclusão dos dentes artificiais e 5) a presença de movimento de rotação da peça protética. Segundo este autor, o grau de reabsorção do reborda residual é que indicará a necessidade de reembasamento da prótese.

Em 1959, **WOELFEL & PAFFENBARGER**⁵⁶ estudando a alteração dimensional das próteses totais, dividiram-na em dois grupos: aquela que ocorre durante a sua confecção e aquela que ocorre durante o uso clínico das mesmas. Durante a confecção, as alterações ocorrem devido às propriedades físicas da resina e do gesso do revestimento. Ocorre uma contração linear de molar a molar, principalmente quando a prótese polimerizada é removida do modelo de gesso. Durante o uso clínico, ocorre sorpção de água pela resina, que compensa em parte a contração de polimerização, e depois de três meses de uso, a alteração dimensional é insignificante.

Ainda em 1959, estes mesmos autores⁵⁷ determinaram a alteração dimensional na região posterior de próteses totais: 1) durante o processamento, 2) durante o uso e 3) depois

de indução de empenamento. Neste estudo “*in vivo*”, foram confeccionadas próteses totais inferior e superior, com resina termopolimerizável, polimerizadas a 180-190°F por 30 minutos, para um paciente de 73 anos de idade. Estas próteses foram usadas por 9 meses e nesta época, foram confeccionadas novas próteses para melhorar a estética e para determinação da alteração dimensional. Estas novas próteses foram usadas por 2 meses e neste período, as próteses originais foram mantidas em água. Para determinar a alteração dimensional linear de ambas as próteses, foram medidas as distâncias de borda-a-borda posterior e de molar-a-molar durante o processamento, durante o uso, e após a armazenagem em água, durante 30 minutos, a $73 \pm 2^\circ\text{F}$. Para avaliação da alteração dimensional linear, também foram usados modelos de gesso, obtidos com o vazamento daquele material no interior das próteses, antes e após a indução de empenamento, sendo que a adaptação da prótese sobre este modelo foi comparada com a alteração linear. Para indução de empenamento, a prótese foi submetida a dois ciclos de imersão em água: 1) a 100°C durante 40 minutos e resfriamento rápido em água a temperatura ambiente. Os resultados mostraram que a contração observada de molar-a-molar e de borda-a-borda foi cerca de 0,1 mm, durante os três primeiros meses de uso da prótese, porém não foi verificado efeito clínico na sua adaptação e função. Não foi observada nenhuma alteração na adaptação, quando o gesso foi vazado na prótese. Quando esta prótese foi induzida ao primeiro empenamento, houve contração de 0,51 mm de molar a molar, e 0,33 mm de borda-a-borda, sendo que a mesma não mais se adaptou ao modelo de gesso, mas foi possível o uso da prótese pelo paciente. No caso da segunda indução de empenamento, a contração foi de 0,4 mm, de molar a molar, e 0,6 mm de borda-a-borda, sendo ao todo 0,9 mm de alteração. Neste caso, houve compressão da mucosa e o paciente reclamou de dor.

Em 1962, **ANTHONY & PEYTON**² analisaram a adaptação de próteses confeccionadas com vários materiais: 1) resina termopolimerizável convencional; 2) resina autopolimerizável; 3) vulcanite; 4) porcelana; 5) liga de cromo-cobalto; 6) resina epóxica; 7) polimetil metacrilato em forma de gel; 8) acrílicos de polivinil e poliestereno, processado pela técnica de injeção do molde. Estes materiais foram preparados e utilizados de acordo com as instruções do fabricante. Para simular o uso da prótese pelo paciente, as mesmas

foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 24 horas, no período de 8 meses. A adaptação das próteses foi verificada com um comparador modificado (possibilitando medidas pantográficas), que fornecia diferenças de medidas entre o contorno das próteses e aqueles do molde de impressão. Concluíram que a adaptação das próteses confeccionadas com resinas autopolimerizáveis foi a melhor, pois houve menor tensão durante a polimerização, porque ocorreu em baixa temperatura. As próteses feitas com as resinas termopolimerizáveis sofreram contração, devido à grande quantidade de resfriamento exigido após ter atingido o estado sólido. As próteses de resina fluida sofreram a maior contração em relação aos outros materiais, devido à alta temperatura de polimerização. Depois de 8 meses armazenadas em água, todas as próteses estavam estáveis, pois estas sofreram distorção, o que melhorou a adaptação das mesmas.

NISHII³¹, em 1968, iniciou estudos sobre o método de polimerização com energia de microondas, o qual foi chamado de “método de polimerização dielétrica”. É um método imediato e homogêneo, onde ocorre um aquecimento tanto na superfície quanto na parte interna da resina de maneira rápida e uniforme. O forno de microondas gera ondas eletromagnéticas, que são transferidas para a câmara de polimerização em ondulações e então irradiada. Neste trabalho foram confeccionadas amostras em resina termopolimerizável, com proporção de 65,0 X 13,0 X 9,0 mm, polimerizadas em diferentes formatos de muflas por 9 minutos. O autor também irradiou amostras com dimensões específicas por 9, 10, 11 e 12 minutos e verificou as seguintes propriedades físicas: 1) Sorção de água; 2) Dureza Brinell; 3) Resistência à tração; 4) Resistência transversa e Deflexão transversa; 5) Repetição da deflexão transversa com o método de Kato - 1968; 7) Resistência à retenção de dentes artificiais, com a aplicação de carga com velocidade de 13 kg por minuto até a fratura; 8) Adaptação das bases das próteses: com a interposição de material elástico entre a base e o modelo. A adaptação foi verificada com microscópio comparador em nove pontos diferentes. O autor concluiu que para diminuir a porosidade, deve-se diminuir a energia de alta frequência e que as propriedades físicas das resinas irradiadas por 11 minutos foram tão satisfatórias quanto às polimerizadas pelo banho de água.

No ano de 1970, **DAVENPORT**¹² verificou a distribuição e a concentração de *Cândida sp* em próteses totais superiores e saliva. Foram preparados esfregaços da superfície em contato com a mucosa de próteses totais superiores e da mucosa palatal de 50 pacientes portadores de estomatite protética. Estes esfregaços foram comparados com aqueles de pacientes com mucosa sadia. Além disso, biópsias foram realizadas, retirando-se uma amostra circular com 3,0 mm de diâmetro da mucosa palatal inflamada de 10 pacientes com estomatite das próteses em relação aos da mucosa palatal. O autor concluiu que a estomatite protética está associada com a proliferação da *Cândida*, sobre as próteses. Foi observado que o número de células com *Cândida* foi maior nos esfregaços, e que ocorre primeiramente na placa bacteriana existente sobre a prótese do que sobre a mucosa inflamada, sugerindo que o tratamento deve ser direcionado para reduzir o número de *Cândida*, principalmente sobre as próteses.

Uma análise de estabilidade dimensional de resinas para base de dentadura produzida pela técnica de resina fluida e pelo método convencional de polimerização a frio foi realizada, em 1970, por **GOODKIND & SCHULTE**²⁰. Um modelo metálico simulando uma maxila edêntula foi utilizado para reproduzir modelos em gesso tipo IV. Sobre estes modelos foram confeccionadas bases de resina acrílica, utilizando as técnicas de resina fluida e a técnica convencional de polimerização a frio. A alteração dimensional foi avaliada em um comparador óptico onde foi verificada a diferença na base de resina comparada ao modelo de gesso sobre o qual foi confeccionada. De acordo com os pesquisadores, houve alteração da base em ambos os métodos, sendo que esta foi maior para a técnica de resina fluida em comparação com a técnica de polimerização a frio, principalmente na região do palato. Também foi observado o efeito da absorção de água pelas bases. Os resultados demonstraram que não houve alterações dimensionais significantes para ambas as bases após armazenagem em água por 06 meses.

Em 1975, **SABIT et al.**⁴⁰ analisaram o efeito de vários ciclos de polimerização e materiais de inclusão usados para confecção das próteses quanto a porosidade. Foram

confeccionadas 70 amostras com 27,0 mm de diâmetro x 1,0 mm de espessura, divididas em 5 Grupos de 14 elementos. Metade das amostras foi incluída em gesso Paris, e a outra metade em gesso especial (Moldano). A resina acrílica utilizada foi a convencional e os métodos de polimerização foram os seguintes: banho de água a 160°F por 3 horas, seguido de 1 hora a 212°F; banho de água a 150°F por 90 minutos, seguido de 1 hora a 212°F; banho de água a 165°F por 8 horas, seguidas de 30 minutos em água fervendo; banho de água a 140 °F por 30 minutos, 160 °F por 20 minutos e 212 °F por 45 minutos; banho de água por 9 horas a 160 °F. Após a polimerização, as amostras foram polidas, e a porosidade, determinada por gravidade específica, (princípio de Arquimedes), onde os corpos-de-prova-de-prova foram pesados em ar, com balança hidrostática, e a densidade calculada em g/cm³. Como resultado, foi observado que o gesso utilizado não tem efeito sobre a porosidade nos segundo e terceiro ciclos de polimerização.

A influência do ciclo de polimerização sobre as propriedades da resina acrílica foi estudada por **JAGGER**²⁵, em 1978. Foram preparadas amostras em resina termopolimerizável, numa proporção polímero / monômero de 3,5 / 01, as quais foram polimerizadas em banho de água, utilizando-se quatro ciclos de polimerização: 1) 07 horas a 70 °C; 2) 14 horas a 70 °C; 3) 01 hora a 100 °C e 4) 7 horas por 70 °C acrescido de 01 hora a 100 °C. Para avaliação da estrutura do polímero, após o polimento, as amostras foram imersas em ácido nítrico a 80% por 05 segundos, depois lavadas em água e secas com ar comprimido. Foram examinadas e fotografadas com uma lupa Zeiss Ultraphot. A análise da viscosidade da solução foi realizada pela da dissolução de 0,5g de polímero em 100 ml de clorofórmio em banho de água a 20 ± 0,5°C. Para avaliação do monômero residual foi utilizada a técnica de cromatografia gasosa. Foram realizados ainda os testes de dureza em microdurômetro Wallace, teste de resistência transversa, em máquina Instron numa velocidade de 5 mm/min. e sorção de água, no qual as amostras foram pesadas antes e após imersão em água destilada a 37°C por um período de 01 a 24 horas. O autor concluiu que não houve correlação entre os ciclos de polimerização e a estrutura do polímero. O ciclo de polimerização de 7 horas a 70°C adicionado de 01 hora a 100°C

produziu os maiores valores para a resistência. Foi observado que existe uma correlação entre monômero residual, dureza, resistência transversa, e sorção de água. Isto sugere que a concentração de monômero residual é um dos parâmetros para determinação das propriedades da resina acrílica.

FARAJ & ELLIS¹⁷, em 1979, compararam resinas auto e termopolimerizáveis quanto a: contração de polimerização, sorção de água e módulo de elasticidade. Foram confeccionadas amostras circulares de resinas auto e termopolimerizável nas dimensões de 50mm de diâmetro X 8,0 mm de espessura. Para verificar a temperatura durante a polimerização, foram acondicionados dentro do gesso e da resina pares termoeletricos. A temperatura de polimerização para a resina termopolimerizável variou entre 70°C e 100°C. A densidade das amostras foi determinada pelo peso em ar e em água a $21 \pm 1^\circ\text{C}$ logo após a demuflagem e após condicionamento de peso em dessecador. As alterações dimensionais foram medidas pelas dimensões dos círculos marcados no gesso. A medida do módulo de elasticidade foi obtida em espécimes com 0,6 cm de comprimento X 0,1cm largura X 1,7cm espessura e observada em microscópio. Os autores concluíram que a resina autopolimerizável polimeriza a 25°C, ou seja, apenas 03 graus acima da temperatura ambiente. Quando se trata da resina termopolimerizável o centro da amostra demorou mais tempo para polimerizar que a região externa. Quanto a porosidade, a resina submetida a polimerização a 70°C, não a apresentou, mas aquela resina polimerizada a 100°C, apresentou porosidade quando a temperatura exotérmica ficou próxima a 136°C. A contração dimensional foi de 0,53% para resinas termopolimerizáveis e 0,26% para resinas autopolimerizáveis.

Com o objetivo de avaliar a polimerização de resinas com o método de energia de microondas, **KIMURA et al.**²⁸ em 1983, desenvolveram uma pesquisa onde foram usadas resinas termopolimerizáveis nas cores rosa e branca, nas proporções polímero: monômero de 2,0:01 e 2,4: 01, respectivamente. Foram utilizados ainda, dentes artificiais de resina e de porcelana. Grampos de Co-Cr de diâmetro de 0,9 mm foram colocados dentro da resina. As amostras foram confeccionadas com diferentes pesos de resina: 7g, 15g e 21g, e

submetidas à polimerização com energia de microondas durante 05, 10, 15, 20, 25, 30, 35 e 40 minutos, e também foi determinado o tempo para que a resina atingisse a fase plástica e sua completa polimerização. A energia utilizada para polimerização da resina foi de 200W e 500W. Como resultados, os autores afirmaram que em temperatura ambiente a mistura monômero-polímero atinge a fase plástica em torno de 20 a 30 minutos. Este tempo pode ser menor com o uso de microondas, e a mistura fica mais homogênea. Quanto maior o peso da mistura polímero-monômero, maior foi o tempo necessário para que ele atingisse a fase plástica. Neste trabalho também foram avaliados: adaptação de bases de próteses polimerizadas com energia de microondas e comparadas ao método de banho de água (elevando a temperatura a 100°C em 60 minutos e mantendo - a em ebulição por 30 minutos). A adaptação da base de prótese polimerizada por energia de microondas foi melhor que aquela polimerizada em banho de água. Os dentes de resina acrílica e de porcelana não sofreram fratura, assim como a cor da resina não se alterou quando as amostras foram submetidas a energia de microondas. Moldes em gesso pedra (30X50mm) foram avaliados após serem submetidos à irradiação em microondas por 1,5 a 20 minutos e resfriados em temperatura ambiente. Como resultado, os autores afirmam que não houve nenhuma alteração dimensional do gesso. Adicionalmente, amostras com 10,0mm de espessura foram confeccionadas em resina incolor polimerizadas em microondas por 03 minutos e submetidas ao resfriamento em: gelo (0°C); água corrente (15°C); temperatura ambiente (20°C). Quanto à porosidade das resinas polimerizadas por 3 minutos, a que apresentou menor porosidade foi aquela refrigerada a ar (20°C). Os grampos de Cr-Co não alteraram a polimerização e não foi observada porosidade nas amostras.

Em 1984, **KIMURA et al.**²⁷ analisaram a adaptação de bases de próteses confeccionadas com resina acrílica convencional, que foram submetidas à polimerização por banho de água e por energia de microondas. As bases utilizadas neste trabalho tinham espessura de 3,0 a 4,5 mm na região de crista alveolar e 1,5mm na região de palato. A desadaptação foi verificada com o auxílio de um microscópio que media o espaço entre o modelo original e a base da resina, em 5 pontos da região posterior da base da prótese. Para este trabalho foi desenvolvida uma mufla confeccionada em plástico. A proporção de

polímero: monômero foi 2:1 em peso e a polimerização foi realizada com energia de microondas por 2,5 minutos, em 500 e 200 W, e pelo método convencional, num período de 40 minutos a 60 °C e 30 minutos em água fervente. Para medir alterações de temperatura, foi colocado um termômetro no gesso e outro na base da resina. A adaptação foi medida nas seguintes situações: 1) logo após a abertura da mufla; 2) após 20 dias de armazenagem, a 20 °C; 3) após 20 dias de armazenagem, a 20 °C, e mais 2 dias em solução salina a 20 °C. Como resultado, as bases polimerizadas com energia de microondas apresentaram melhor adaptação e não houve alteração durante a armazenagem. Entretanto, as bases polimerizadas pelo método convencional mostraram desadaptação quando armazenadas por 20 dias a 20 °C. A contração foi maior em regiões mais espessas. Os autores concluíram que, quanto menor o gradiente de temperatura, melhor é a adaptação da prótese.

Também no ano de 1984, **HUGGET et al.**²⁴ desenvolveram um trabalho para verificar o efeito de diferentes ciclos de polimerização sobre a alteração dimensional de bases confeccionadas em resina acrílica. Foi utilizado um modelo metálico simulando uma maxila edêntula, e neste foram feitas nove demarcações nas regiões anterior e posterior. Um material elástico foi utilizado para moldagem e desta forma foram confeccionados 40 modelos em gesso pedra. As demarcações dos modelos foram medidas com um comparador óptico. Bases-de-prova foram confeccionadas sobre os modelos e polimerizadas de acordo com os seguintes ciclos: 1) 14 horas a 70°C; 2) 14 horas a 70°C mais 03 horas a 100°C; 3) Água a 100°C, sendo removida a fonte de calor até que a temperatura da água atinja 68°C, permanecendo assim por 20 minutos e voltando à água em ebulição por mais 20 minutos; 4) Água a 100°C, sendo removida a fonte de calor por 20 minutos e água em ebulição por dez minutos. As medidas foram realizadas nos tempo de 24 horas após a polimerização e após 30 dias de armazenagem em água. Os autores concluíram que todas as bases sofreram contração, e a armazenagem em água promoveu distorção, mas não compensou a contração inicial.

As propriedades físicas de resina termopolimerizável convencional, polimerizadas por energia de microondas e banho de água foram analisadas por **REITZ et al.**³⁸, em 1985. Os autores confeccionaram 20 amostras, com 25,0 x 12,0 x 2,5 mm de dimensão e 20 amostras com maior espessura (3,0 x 1,0 x 1,0 cm). Dez amostras de cada dimensão foram polimerizadas por energia de microondas (400W, a 2,5 minutos) e as outras dez amostras foram polimerizadas pelo método tradicional (165 °F por 8 horas). Depois disso, foram confeccionadas mais dez amostras espessas (3,0 x 1,0 x 1,0 cm) e polimerizadas por energia de microondas, equipado com prato giratório a 90W, por 6,5 minutos. Para avaliação de porosidade, as amostras foram polidas e mergulhadas em tinta preta e repolidas. Foram então contados os poros. Como resultado, observou-se maior porosidade nas bases mais espessas, principalmente na região central. As outras bases mais finas, tanto aquelas polimerizadas em microondas quanto aquelas polimerizadas em banho de água não apresentaram diferença de porosidade. Segundo os autores, a porosidade pode ser reduzida, se o tempo de polimerização for aumentado e a potência diminuída, quando da polimerização por energia de microondas.

HAYDEN²², em 1986, comparou o método de polimerização por energia de microondas com o método convencional, para avaliar a resistência à compressão de bases de resina até que estas alcançassem o ponto de fratura. Foram confeccionadas bases de próteses totais com espessura de 2,0 mm. Foram usados 3 marcas comerciais de resinas termopolimerizáveis e 4 métodos de polimerização: 1) Lucitone, incluindo copolímeros de metil metacrilato (Proporção de 30cc : 10ml); 2) Lucitone 199, polimetil metacrilato, com partículas de borracha (Proporção de 32 cc: 10 ml); 3) Lux-Tt, polimetil metacrilato (Proporção de 30cc : 09ml); a) banho de água aquecido a 163 °F por 9 horas (ciclo longo); b) banho de água aquecido a 163°F por 1,5 horas (ciclo curto); c) energia de microondas a 700 W por 2 minutos de cada lado da mufla; d) energia de microondas a 90W por 6,5 minutos de cada lado do corpo-de-prova. Após a polimerização, as amostras foram refrigeradas por 30 minutos em ar e 15 minutos em água fria, para depois serem submetidas a testes de resistência à compressão em máquina de ensaio universal INSTRON. Segundo o autor, o banho de água no ciclo curto e o método de polimerização por energia de

microondas apresentaram grandes diferenças. As bases confeccionadas pelo último método apresentaram-se menos resistentes à compressão. A resina acrílica com partículas de borracha apresentou a maior resistência à compressão. O autor também concluiu que a menor resistência das amostras polimerizadas em microondas ocorreu devido à polimerização rápida e conseqüente formação de cadeias curtas de polímeros de baixo peso molecular.

Ainda em 1986, **WOLFAARDT et al.**⁵⁸ estudaram a ocorrência e a natureza da porosidade em resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis. Foram confeccionadas 128 amostras com variação na espessura de $\pm 0,1$ a 4,5 mm com resina convencional polimerizadas pelo método convencional, de acordo com a especificação n. 12 da ADA, e pelo ciclo rápido, inserindo as amostras em água fervente por 60 minutos. Para verificação da porosidade, cada amostra foi dividida em três regiões: 1) zona periférica; 2) zona média e 3) zona central; e foi avaliada quanto à presença, concentração, tamanho, forma e posição dos poros em microscópio com transluminação e aumento de 25 vezes. Segundo os autores, a formação de poros pode ocorrer por: a) contração de polimerização; b) inclusão de gases; c) homogeneidade inadequada da massa, sendo que estes fatores que afetam a porosidade são mais ativos em regiões espessas da resina do que em regiões finas.

A resina mais comumente usada na confecção de próteses é o polimetil metacrilato. A polimerização é uma reação que exige a ativação de um iniciador (peróxido de benzoíla), criando radicais livres que iniciam a reação em cadeia. Essa reação é ativada pelo calor, porém, quando o monômero atinge sua temperatura de ebulição (100,8°C), forma bolhas e porosidade no interior da resina. Para evitar porosidade, a reação deve ser conduzida de forma lenta e em baixa temperatura. De acordo com **DE CLERCK**¹³ em 1987, a energia de microondas pode ser utilizada para gerar calor no interior da resina, eliminando a transferência de calor da água quente pela mufla, depois pelo gesso pedra e pelo gesso do modelo até atingir a resina. Segundo o autor, a energia de microondas economiza tempo e custo, com a vantagem de conter menor quantidade de monômero residual e oferecer as

mesmas propriedades físicas, quando comparada ao método convencional de polimerização.

O desenvolvimento de um tipo de gesso específico para polimerização em microondas foi o objetivo de um trabalho realizado por **KIMURA et al.**²⁶ em 1987. Nesta pesquisa, os autores também avaliaram a relação entre o novo material desenvolvido e a adaptação de bases de resina polimerizadas por meio de energia de microondas. Para este trabalho, foi utilizado gesso pedra reforçado com: alumínio (200-600 mesh), ferro (250 mesh), carvão vegetal, e fibra de carbono (1-5 mm), a uma proporção de água de 0,24 por peso. A temperatura do gesso e do revestimento foi verificada por pares termelétricos, em intervalos de 30 segundos. A resina utilizada foi da marca Acron GC, e a proporção polímero / monômero foi de 2.6 / 0,1 em peso. A polimerização foi realizada em forno de microondas por 180 segundos a 500W. A medida das bases sobre o modelo mestre foi realizada em 05 regiões distintas. Como resultado, os autores verificaram que o pó de alumínio de 300 mesh foi o material de reforço mais eficiente para o gesso utilizado em polimerização por energia de microondas, mas se a quantidade deste pó superar 10% em peso, ocorre interferência no aquecimento. Quanto à adaptação, as bases polimerizadas durante 150 segundos e revestidas com o gesso adicionado de 20 e 30 % em peso de pó de alumínio, foi, respectivamente, 20 e 50% melhor quando comparado aos materiais convencionais.

Em 1987, **SANDERS et al.**⁴⁴ analisaram amostras de resinas acrílicas polimerizadas em banho de água e energia de microondas, que foram submetidas ao resfriamento brusco em água corrente e àquelas resfriadas sobre a bancada, em temperatura ambiente, observando a porosidade. Para este trabalho, foram confeccionadas amostras medindo 4,3 x 1,0 x 1,0 cm que foram prensadas com 5 tipos diferentes de resina, onde uma delas é específica para polimerização em microondas. Foram utilizadas três técnicas diferentes: 1) banho de água a 170 °F por 9 horas e resfriamento brusco por 20 minutos em água corrente. 2) irradiação de microondas a 90W, com prato giratório por 6,5 minutos de cada lado da mufla, e depois de 15 minutos foi resfriada em água corrente por 45 minutos. 3)

polimerização em microondas a 90W, por 6,5 minutos, em forno com prato giratório, e resfriado em temperatura ambiente, por 2,5 horas. Para avaliação da porosidade, as amostras foram polidas e sobre a superfície foi aplicada tinta nanquim. Depois disso, foi realizado um novo polimento e examinadas. Os resultados mostraram que não houve diferença no nível de porosidade entre as amostras. Os espécimes confeccionados com resina específica para microondas mostraram menor quantidade de poros que as outras amostras. Este fato pode ser explicado talvez pelo fato de que as resinas para microondas possuem em sua fórmula monômeros de metil e etil metacrilato.

Em 1988, **AL DOORI et al.**¹ compararam resinas polimerizadas por energia de microondas com aquelas polimerizadas pelo método convencional, no que se refere ao peso molecular, conversão de monômero e porosidade. Neste trabalho foram utilizadas quatro resinas: 1) Resina convencional; 2) Resina com alta resistência ao impacto; 3) Homopolímero com monômero metil metacrilato puro; 4) Resina experimental, similar aquelas de polimerização rápida, onde o polímero é o mesmo do terceiro material, e o monômero utilizado foi modificado pela adição de 0,025% de dimetil - p -toluidine como ativador inicial e 05% agente de ligação cruzada - dimetacrilato de etileno - glicol (EGDM). Uma parte das amostras foi incluída em muflas de poliéster reforçadas com fibra de vidro e polimerizadas em forno de microondas a 70W durante 24 minutos. A outra parte, incluída em muflas metálicas e polimerizadas por 7 horas a 70°C e mais 03 horas a 100°C. A resina experimental foi polimerizada por 20 minutos em água em ebulição. Para avaliação de monômero residual e do peso molecular, foi utilizada cromatografia gasosa. Como resultado, as amostras polimerizadas em microondas apresentaram um nível de monômero residual bem elevado em relação ao mínimo (0,3%), e a resina experimental o nível de monômero foi 2,5 vezes mais alto que os outros materiais. As amostras polimerizadas pelo método convencional, os três primeiros materiais apresentaram um nível mínimo de monômero residual, e o quarto material se mostrou com uma quantidade ligeiramente maior. Todas as amostras apresentaram valores de acima 10^5 em relação ao peso molecular. A resina experimental não apresentou porosidade em amostras com

espessura de até 7mm quando submetida ao banho de água por 20 minutos; no entanto, quando polimerizada em forno de microondas, a espessura máxima que não apresentou poros foi de 3mm.

Também em 1988, **OKU**³³ desenvolveu um novo método para determinação das propriedades de impacto das resinas acrílicas. Para isto, utilizou uma máquina para teste de impacto modificada. Neste instrumento a força usada foi a força de inércia de um pêndulo, que segundo o autor, retrataria melhor a situação clínica, pois os aparelhos consagrados como métodos de Izold e Charpy requerem uma energia para movimentar o ponteiro de fricção e também um arremesso para fraturar a amostra. Para este trabalho, foram confeccionados corpos-de-prova-de-prova com resinas auto e termopolimerizáveis, sendo que estas últimas foram polimerizadas por banho de água, permanecendo por 1 hora a 100°C a atmosfera de gás N₂. As resinas autopolimerizáveis permaneceram por 20 minutos a 40°C em atmosfera de N₂. Ambas foram polidas com lixa de granulação 600. Os testes de impacto para resina termicamente ativadas foram realizados em 6 velocidades de impacto (8,0; 10,0; 13,5; 25,0; 50,0 e 75,0 cm/s) para todas as amostras com diferentes áreas de secção retangular (3,2; 4,8; 6,0 e 7,2 mm²) e diferentes distâncias entre os pontos suportes (1,0; 2,0; 3,0; 4,0 e 5,0 cm.). As resinas autopolimerizáveis foram submetidas ao teste, 1 e 7 horas, e uma semana após o início da polimerização. Em adição como controle foram utilizadas amostras tratadas termicamente por 5 horas a 11°C após a polimerização, com dimensões de 3X3 mm na secção transversal e a velocidade do teste de impacto 13,5 cm/s. Concluiu-se que: 1) Esta máquina de ensaio modificada com baixa velocidade foi adequada para realização dos testes, pois a mesma permitiu a movimentação das cadeias moleculares do material; 2) Quando aumentou a secção transversal da área, a resistência ao impacto das resinas termopolimerizáveis também aumentou; 3) Para as resinas termopolimerizáveis a resistência ao impacto diminuiu conforme decorreu o tempo após a polimerização.

Com o objetivo de investigar as propriedades físicas de resinas polimerizadas por microondas e pelo método convencional de banho de água, **TRUONG & THOMASZ**⁵³ em 1988 desenvolveram um trabalho onde foram confeccionadas amostras com 4 tipos de

resinas acrílicas, com dimensões já determinadas para testes de resistência transversal, dureza Knoop, sorção de água, perda de massa por lixiviação, porosidade e extração de solvente. As amostras submetidas à polimerização convencional foram colocadas diretamente em água fervendo, sendo que a fonte de calor foi imediatamente desligada, e religada após 20 minutos, permanecendo por 10 minutos. Na polimerização por microondas, a resina sofreu uma pré-polimerização durante 1 minuto a 90W, e 13 minutos a 90W. As amostras utilizadas para avaliação de porosidade foram submetidas a um dos seguintes ciclos: 1) 13 minutos a 90W; 2) 24 minutos a 90W; 3) 30 minutos a 90W; 4) 6 minutos a 60W; 5) 6 minutos a 90W. Todos os ciclos foram seguidos de 2 minutos a 500W. Após a polimerização, as amostras foram resfriadas em água corrente por 20 minutos. Como resultado, houve porosidade em todas as amostras, o que se deduz que seja causado pelo calor excedente da reação. Segundo os autores, a resina deve ser polimerizada inicialmente a 600W por 6 minutos, depois a 90W por 6 minutos, e depois a 500W, por 2 minutos, assim evitando a porosidade. As amostras polimerizadas pelo método tradicional mostraram maior concentração de monômero residual.

FUJII¹⁸, em 1989, analisou a resistência à flexão, tensão de fadiga, fotoelasticidade da propagação do “stress”, monômero residual e imagem microscópica de resinas acrílicas termopolimerizáveis e resinas líquidas. As amostras de resina termopolimerizável foram polimerizadas a 60°C por 1 hora + 100°C por 1 hora. As amostras confeccionadas com resina líquida foram polimerizadas a 45°C por 15 minutos. Para o teste de fadiga, a altura foi de 35 mm, uma deflexão de 8 mm. A tensão aplicada foi de 30 Hz. No teste de resistência à flexão, foi utilizada uma máquina de ensaio Universal (Shimadzu, Japan) numa velocidade de 0,5mm/min. Para o teste de fotoelasticidade, foi utilizado o módulo de elasticidade de $3,07 \times 10^{10}$ dyn/cm², numa temperatura de 23°C. As amostras foram tratadas por 4 horas a 90°C e mantidas em forno elétrico por 12 horas em temperatura ambiente. Para determinação de monômero residual, foi utilizada cromatografia. O autor concluiu que as fraturas observadas na resistência à flexão e à fadiga são semelhantes; com a propagação da fadiga, o módulo de elasticidade, resistência, e resistência à tensão foram reduzidos; a

resina termopolimerizável é mais resistente à tensão se comparada com a resina líquida; não houve correlação entre monômero residual e limite de fadiga nas amostras avaliadas.

Ainda em 1989, **OKU**³⁴ continuou sua pesquisa avaliando o efeito da temperatura sobre a resistência ao impacto das resinas acrílicas. As resinas e as amostras preparadas da mesma maneira que no estudo anterior, mudando apenas as dimensões das amostras para 40X3X3mm. Foi utilizada a mesma máquina de ensaio. Os resultados obtidos neste trabalho foram: 1) As resinas tiveram a resistência ao impacto diminuída conforme a temperatura aumentava de 23°C a 60°C; 2) Houve uma correlação positiva entre a resistência ao impacto e a liberação de monômero residual; 3) As resinas autopolimerizáveis apresentaram um aumento desta propriedade conforme aumentava o tempo decorrido após a polimerização.

Também no ano de 1989, **SHLOSBERG et al.**⁴⁵ compararam a polimerização de resinas pelo método convencional e por energia de microondas, quanto aos aspectos de alteração dimensional, porosidade, densidade, resistência transversa, dureza Knoop, monômero residual e resistência ao reparo. Para confecção das amostras foi usada a resina convencional. As próteses totais foram submetidas aos seguintes métodos de polimerização: 1) banho de água a 74°C por 8 horas, seguido de aquecimento a 100°C por uma hora; 2) irradiação de microondas por 90 segundos a 90W com mufla em posição vertical e 90 segundos a 500W em posição horizontal. Terminada a polimerização, as muflas foram mantidas em bancada por 20 minutos e depois colocadas sob água corrente. Após a demuflagem, foram realizados o acabamento e polimento e as amostras armazenadas em água destilada por 21 dias a 37 °C. A alteração dimensional foi avaliada pelo peso do material de moldagem interposto entre a base de resina e o modelo metálico padrão sob uma carga de 3,36 kg. A porosidade foi verificada em secção transversa obtida da região de primeiro molar, e após o polimento foi observada num aumento de 10 vezes. Foram confeccionadas amostras de 6,5 x 1,0 x 0,3 cm de resinas polimerizadas pelos métodos descritos acima e armazenadas por 21 dias em água. Após este período verificou-se: 1) Densidade: calculada pela divisão do peso pelo volume da amostra; 2) Resistência

transversa: observadas em máquina de ensaios universal INSTRON - 1123, com velocidade média de 1 mm/min; 3) Dureza Knoop: avaliada sob carga de 20 g; 4) Monômero residual: com espectroscopia infravermelha; 5) Resistência da resina em reparos: as amostras foram reparadas com resina convencional polimerização em microondas e resina autopolimerizável. Também foram confeccionadas e polimerizadas próteses parciais removíveis com energia de microondas e banho de água. As próteses foram avaliadas quanto à dureza Knoop, porosidade e adaptação do metal em relação aos dentes artificiais. A única diferença encontrada entre os dois métodos de polimerização foi para dureza Knoop, que se apresentou menor quando as amostras foram submetidas à energia de microondas.

Neste mesmo ano, **TAKAMATA & SETCOS**⁵¹ realizaram uma pesquisa sobre a precisão dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos: 1) Convencional; 2) Químico; 3) Energia de microondas e 4) Luz visível. Concluíram que a tensão introduzida durante o processamento das resinas termopolimerizáveis pode levar a uma distorção das bases. A ativação química, luz visível, ou energia de microondas constituem-se em alternativas na intenção de melhorar a precisão dimensional das próteses assim como a técnica de processamento.

Ainda estudando o uso de energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas, **LEVIN et al.**²⁹ numa revisão bibliográfica em 1989, verificaram que as propriedades físicas das resinas polimerizadas por este método são semelhantes às polimerizadas por banho de água aquecida, e há necessidade de desenvolvimento de materiais e métodos de processamento adequados. Próteses polimerizadas em forno de microondas têm a vantagem de economizar tempo, maior limpeza e fácil manipulação. As desvantagens descritas por estes autores estão relacionadas às muflas plásticas utilizadas em forno de microondas, por serem de alto custo e frágeis, podendo fraturar após a utilização das mesmas.

TAKAMATA & SETCOS⁵², ainda em 1989, estudaram a precisão dimensional de próteses confeccionadas com os seguintes métodos de polimerização: 1) ativação química sob pressão de 5,5 unidades atmosféricas; 2) método convencional de banho de água aquecido a 70°C por 30 minutos e 100°C por mais trinta minutos, ou ainda por imersão das amostras em água fervente por 30 minutos; 3) por luz visível aplicada no lado externo durante 02 minutos e no lado interno por 06 minutos e 4) por energia de microondas por 03 minutos a 500W. Modelos em gesso tipo IV foram confeccionados a partir de um modelo metálico padrão, e sobre os modelos em gesso foram confeccionadas próteses totais com as resinas: a) termopolimerizável convencional; b) quimicamente ativada; c) ativada por luz visível; d) própria para energia de microondas. A avaliação da adaptação foi realizada por dois métodos: 1) diferença de peso do material de moldagem interposto entre a base da prótese e o modelo metálico; e 2) Pela medida, verificada em microscópio, observando a desadaptação em 05 diferentes pontos entre a prótese e o modelo metálico. Verificou-se que todos os Grupos mostraram alteração dimensional, porém, as resinas acrílicas que apresentaram melhor adaptação foram as resinas ativadas quimicamente pela técnica de resina fluida e àquelas polimerizadas com energia de microondas.

Em 1990, **HOGAN & MORI²³** desenvolveram um método de registro contínuo da temperatura durante a polimerização com a irradiação de energia de microondas. Neste estudo, foi medida a temperatura durante o aquecimento de 50 ml de água à potência de 50 e 500W, num período de 1,5 a 15 minutos, com dois métodos: 1) Termômetro de mercúrio; 2) Par termelétrico adaptado ao forno. Os autores anotaram o tempo em que a água entrou em ebulição pela observação visual. Foi medida também a temperatura da resina termopolimerizável convencional e do gesso onde a resina estava incluída, com o par termelétrico em amostras de 40,0 x 25,0 x 10,0 mm durante a polimerização a 500W. A água atingiu a temperatura de ebulição em 06 minutos. No caso de 500W de potência o tempo do par termelétrico coincidiu com a observação visual. No entanto, no caso de 50W de potência, a observação não coincidiu. Assim, a observação visual ou medida por termômetro pode subestimar a temperatura real atingida durante a irradiação. Durante a

polimerização, a resina apresentou elevações e quedas da temperatura, o que não foi observado no gesso.

Ainda em 1990, **BURNS et al.**⁹ verificaram a estabilidade dimensional das resinas acrílicas após esterilização em microondas. As resinas utilizadas foram: Lucitone 199 (termopolimerizável); Triad (polimerização com luz visível); Perm (autopolimerizável). Doze amostras de cada material foram confeccionadas de forma cilíndrica, com dimensões de 36,0mm de comprimento X 6,0mm de diâmetro e polimerizadas pelos ciclos: Autopolimerizáveis: imersas em água a 140 ° F e polimerizadas sob pressão de 10 psi; Luz visível: colocadas em tubo de vidro e polimerizada por 05 minutos; Termopolimerizáveis : Em água a 165 ° F por 08 horas. Metade das amostras foi armazenada em água por 30 dias e a outra metade em local seco. Os espécimes foram então irradiados a 650W por 15 minutos. Segundo os autores, independente do meio de armazenagem, a esterilização de bases em resina não causou alteração dimensional.

Também em 1990, **SYKORA & SUTOW**⁴⁸ compararam a estabilidade dimensional de dois tipos de base de cera e a estabilidade dimensional de dois diferentes métodos de processamento de resinas acrílicas para bases de prótese. Seguindo um modelo padrão, foram confeccionados 10 modelos em gesso simulando uma maxila edêntula, e 10 modelos em gesso, simulando uma mandíbula edêntula. Cada conjunto de maxila e mandíbula foram montados em articulador (Teledyne Hanau, Buffalo, New York). Para posicionamento dos modelos da mandíbula foi utilizado um posicionador metálico (Hanau). Os planos de cera foram confeccionados em 10 modelos com cera rosa, com temperatura de plastificação entre 71 - 72°C e os outros 10 modelos foram confeccionados com cera vermelha, que possui temperatura de plastificação entre 58 - 64°C. Dentes posteriores de resina acrílica (SR-Orthotyp T4, 3 A, Ivoclar) e dentes anteriores de resina acrílica (SR - VIVODENT A 42, Ivoclar) foram montados com oclusão balanceada. Cinco dentaduras completas foram confeccionadas com a resina Lucitone 199 (Dentsply), processadas pela técnica convencional de banho de água, e outras cinco pela técnica da resina injetada. Para avaliação da alteração dimensional, foram posicionados pinos metálicos na incisal de

canino e segundo molar direito e esquerdo, na mandíbula e maxila. A movimentação dentária foi verificada nos planos verticais e horizontais, avaliando a alteração da cera e as mudanças ocorridas em várias etapas do processo: A) após a demuflagem; B) após acabamento e polimento e após 01, 03, e 08 semanas de imersão das bases de prótese em água à temperatura ambiente. A desadaptação foi observada em microscópio com precisão de 0,001 mm. Como resultado, os autores observaram que a resina injetada mostrou menor movimentação dos dentes se comparada à resina convencional. As resinas utilizadas não apresentaram diferenças significantes após a armazenagem em água. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre as duas ceras utilizadas.

BAFILE et al.³ em 1991, desenvolveram uma técnica capaz de polimerizar resina em microondas sem a presença de porosidade visível. Para isto, compararam bases de prótese polimerizadas pelo método convencional e por energia de microondas. As resinas acrílicas e métodos de polimerização utilizados foram: A) resina convencional polimerização em banho de água a 165°F por 09 horas (Grupo controle); B) mistura de polímero com monômero micro-líquido (H.D. JUSTI Co.) polimerizada em forno de microondas com prato giratório a 90 W por 13 minutos, seguido de 450W por 2 minutos; C) H.D. JUSTI Co polimerização em forno de microondas com prato giratório durante 10 minutos a 225W; D) H.D. JUSTI Co. polimerização em forno de microondas a 90W durante 6 ½ minutos de cada lado da mufla, seguido de 1 minuto de cada lado a 450 W; E) H.D. JUSTI Co. polimerização em forno de microondas por 2 ½ minutos de cada lado a 450 W; F) resina convencional polimerizada em microondas por 6 ½ minutos de cada lado em 90W, seguido de 01 minuto por lado em 450W; G) resina convencional polimerização em microondas com prato giratório durante 13 minutos a 90W, seguido de 2 minutos a 450W. As amostras foram pesadas em ar e água para calcular a porcentagem de porosidade ou colocadas em tinta preta e observadas em microscópio. Os resultados mostraram que não existe diferença na porosidade total entre os Grupos que continham o micro - líquido especial (H.D. JUSTI). Quando o micro-líquido não foi usado, ocorreu maior porosidade. A conclusão deste trabalho foi que a irradiação por microondas pode ser usada para obtenção

de resina sem poros, desde que o monômero líquido especial para microondas e combinações de tempo/potência adequadas sejam utilizadas.

Um estudo comparando a alteração dimensional de bases de próteses após o reembasamento com três diferentes resinas foi realizado por **BREEDING et al.**⁸, em 1991. Foram confeccionadas 30 bases de próteses com 1,5 a 2,0 mm de espessura com resina acrílica resistente ao impacto, polimerizada em banho de água por 09 horas a 165°F. A seguir as amostras foram reembasadas pelo método de adição, utilizando as seguintes resinas: a) Resina acrílica polimerizada por luz visível durante 05 minutos, posteriormente por mais 02 minutos de acordo com as instruções do fabricante (Triad); b) Resinas acrílicas termo-polimerizáveis, processadas em banho de água durante 09 horas a 165°F (Lucitone 199 e Acelar 20). As distâncias entre os bordas disto-vestibulares (região de tuberosidade) e disto-linguais de cada amostra, antes e após o reembasamento, foram medidas pelo mesmo pesquisador, por três vezes em um microscópio óptico. Os resultados mostraram que houve alteração dimensional para todas as amostras reembasadas e que dentre as resinas utilizadas para o procedimento, aquela polimerizada por luz visível foi a que apresentou a maior desadaptação. No entanto, segundo os autores, todas as alterações são clinicamente insignificantes.

No mesmo ano, **NOWLIN et al.**³² desenvolveram um estudo sobre resinas para microondas (GC-Acron e Justi), e resinas termopolimerizáveis utilizadas no método convencional. Neste estudo, os autores confeccionaram amostras de 5,0 x 10,0 x 30,0 mm que foram divididas em 09 Grupos, submetidas aos seguintes métodos de polimerização: 1) Pré-polimerização em bancada durante 04 horas e polimerização com energia de microondas por 7 minutos a 70W. 2) Polimerização em microondas por 1,5 minutos a 490W nas amostras da resina GC Acron. 3) Polimerização durante 3 minutos a 490W para resina Justi. 4) Pré-polimerização sobre a bancada durante 30 minutos e processamento a 70W. Para determinar a porosidade, as amostras foram seccionadas as superfícies polidas e então realizada a contagem dos poros existentes. Como resultado, os autores verificaram

que quanto maior o tempo entre a prensagem e a polimerização, menor a quantidade de poros encontrada na resina.

SANDERS et al.⁴³, ainda em 1991, avaliaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método tradicional do banho de água. Bases de próteses foram feitas a partir de um modelo de alumínio com duas resinas convencionais e uma especial para microondas. Os métodos de polimerização foram: a) banho de água convencional a 165°F por 09 horas; b) irradiação por microondas a 90W por 6 ½ minutos. As porções posteriores das bases foram recortadas até a região de primeiros molares e depois armazenadas em água durante 24 horas. A seguir as bases foram posicionadas sobre o modelo metálico e o conjunto colocado sob carga de 20 libras em direção vertical. O espaço existente entre a base e o modelo mestre foi verificado em cinco regiões diferentes. Os autores verificaram que as bases de resina processadas em microondas foram tão bem adaptadas quanto àquelas polimerizadas pelo método convencional.

A alteração dimensional de bases de prótese polimerizadas por energia de microondas foi analisada por **WALLACE et al.**⁵⁵ também em 1991. Neste trabalho, os autores compararam a adaptação de bases em resina termopolimerizável polimerizadas pelo método convencional com aquelas polimerizadas em microondas. Foram confeccionados 50 modelos em gesso pedra, obtidos pela moldagem de um modelo padrão em resina, com sete pontos de referência. Os modelos foram divididos em Grupos de dez, e as dimensões entre os pontos de referência foram determinadas. Para o Grupo controle, foram utilizadas muflas metálicas e resina termopolimerizável convencional em banho de água de 165°F durante 09 horas. Os outros modelos foram incluídos em muflas plásticas reforçadas com fibra de vidro e processados pelos seguintes ciclos: Grupo II - 86W por 13 minutos, mais 448W por 02 minutos; Grupo III - 86W por 06 ½ minutos em cada lado, mais 448W por 01 minuto em cada lado; Grupo IV - 241W por 10 minutos e Grupo V - 397W por 02 ½ minutos para cada lado. Os pontos de referência, agora reproduzidos em resina, foram medidos com um comparador óptico (Deltronic DH 14). Os resultados mostraram que a

resina polimerizada em microondas apresenta adaptação igual ou superior àquelas polimerizadas por banho de água.

Em 1992, **SALIM et al.**⁴² estudaram três tipos de resinas, sendo duas resinas convencionais termopolimerizáveis, e uma resina específica para polimerização em microondas (Acron-MC). Foram confeccionados espécimes com dimensões de 60,0 x 25,0 x 3,0 mm. Estas amostras foram submetidas às seguintes técnicas de polimerização: 1) Polimerização convencional, durante 90 minutos a 70°C e depois 30 minutos a 100°C (nas amostras confeccionadas com resina convencional); 2) Polimerização convencional, durante 35 minutos sob pressão de 06 atm a 100 °C e depois, resfriamento em água sob pressão de 6 atm, por 10 minutos (resina SR - IVOCAP); 3) Polimerização por energia de microondas durante 03 minutos a 500W (Acron- MC). Foi medida a alteração dimensional com um microscópio em quatro regiões diferentes. Como resultado, as amostras que sofreram menor alteração foram aquelas confeccionadas com a resina SR-IVOCAP, os outros métodos apresentaram uma alteração dimensional semelhante.

Ainda em 1992, **TURCK et al.**⁵⁴ estudaram a alteração dimensional de próteses totais, onde compararam três diferentes métodos de polimerização em relação à alteração dimensional. Foram utilizados as seguintes resinas e métodos: 1) Resina convencional polimerização em banho de água por 09 horas a 185°F, acrescido de 30 minutos em água fervente, sob compressão de 3,500 psi; 2) Resina para microondas (Acron MC) polimerizada por 03 minutos a 500W, sob compressão de 3,500 psi; 3) Resina ativada por luz visível durante 12 minutos sob pressão manual. Após o polimento, as próteses foram pesadas e mantidas em água por um período de 17 dias. Para avaliação da adaptabilidade, foi utilizado o sistema Michigan (MCGCMS), que mede de forma tridimensional, o espaço existente entre a base e o modelo mestre. Os autores verificaram que não houve diferença significativa entre as técnicas.

No ano de 1993, **SYKORA & SUTOW**⁵⁰ verificaram a adaptação de bases de prótese, na região de selado posterior do palato, quando influenciada por duas diferentes

técnicas de processamento das resinas, forma do palato e imersão em água. Neste estudo foram utilizados vinte modelos de gesso, sendo dez com palato profundo e dez com palato “raso”. Sobre estes modelos foram confeccionadas bases em cera com espessura entre 1,5-2,0 mm. Dez bases (sendo 5 com palato “raso” e 5 com palato profundo) foram processadas com resina convencional (Lucitone 199) e as outras dez bases, foram processadas utilizando-se a técnica de resina injetada (SR-Ivocap). Após a polimerização, cada conjunto base - modelo foi avaliado logo depois da demuflagem, após o polimento e acabamento e após períodos de imersão em água em temperatura ambiente de 01 hora, 01 dia e 01 semana. Os autores concluíram que a técnica de resina injetada mostrou pequena alteração dimensional quando comparada com a resina convencional. Quando armazenadas em água, a resina injetada recuperou a alteração sofrida durante a polimerização, e nas duas resinas utilizadas, o palato “raso” mostrou maior desadaptação, se comparado com o palato profundo.

Em 1994, **DYER & HOWLET**¹⁶ desenvolveram um estudo comparando a estabilidade dimensional de resinas acrílicas específicas para microondas com resinas acrílicas polimerizadas por banho de água. Avaliaram a alteração das amostras quando sofrem reparos com resinas para microondas. Com um modelo metálico simulando uma maxila edêntula, foram confeccionados 40 modelos em gesso pedra, sendo que 20 amostras foram confeccionadas com resina de polimetil metacrilato modificada para polimerização rápida, sendo imersa em água fervente e mantida por 22 minutos a 100°C. As outras 20 amostras foram confeccionadas com resina de polimetil metacrilato modificada para polimerização em microondas durante 03 minutos a 500W. Para medir a adaptação, foi interposto entre o modelo metálico e as bases um material de moldagem à base de sílica. As bases foram seccionadas e reparadas com a resina Acron-MC, usada em microondas. As amostras foram polimerizadas por 2 minutos a 500w e reavaliadas. Os autores concluíram que não houve diferença entre as amostras reparadas com a resina para microondas se comparadas à resina convencional.

DEL BEL CURY et al.¹⁵ também em 1994, desenvolveram um estudo sobre as resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, pelo método convencional e resinas quimicamente ativadas. Neste estudo, foram utilizadas quatro marcas de resina acrílicas: 1) Acron MC: resina formulada para microondas; 2) Lucitone 550 e Prothoplast Termic, resinas termopolimerizáveis; 3) Ortho-Class: resina quimicamente ativada. A resina para microondas foi polimerizada a 500W por 03 minutos. As resinas termopolimerizáveis foram polimerizadas pelo método convencional durante 12 horas a 73 °C. A resina quimicamente ativada foi polimerizada por 01 hora à temperatura ambiente. Foram confeccionadas 10 amostras de 50,0 x 0,5 mm em forma de discos para ensaio de sorção de água. As amostras foram colocadas em dessecador contendo sílica e mantidos na estufa à temperatura de 37±2°C até atingir peso constante. Foram então pesados e calculada a sorção de água. As amostras foram novamente imersas em água deionizada e mantidas em estufa a 37±2°C por 7 dias e novamente pesadas. No ensaio de solubilidade de água os discos foram recondicionados a um peso constante até que a variação não fosse superior a 0,5 mg em 24 horas, e a solubilidade foi calculada. Para testar resistência transversa e a flexão máxima foram confeccionadas dez amostras de 65,0 x 10,0 x 2,5 mm, imersas em água deionizada e mantidas em estufa, numa temperatura de 37± 2 °C por 50 ± 2 horas imediatamente antes de serem avaliadas em máquina de ensaios universal INSTRON, com velocidade de deformação de 50 mm/min e carga de 10 kgf. Amostras idênticas foram utilizadas para o teste de resistência ao impacto, com a máquina Wolpert, com ação de impacto de 40 kpcm. Como resultado, foram observadas diferenças entre as resinas, o que foi justificado ao método de polimerização e composição das resinas.

Ainda em 1994, **YUNUS et al.**⁵⁹, investigaram o efeito do aquecimento do microondas no nível de monômero residual em uma resina autopolimerizada e seu efeito na resistência transversal em comparação com o método convencional de polimerização. A resina utilizada foi a Meliodent. As amostras para o teste de monômero residual tinham 20X10X3mm. Foram confeccionados 5 corpos-de-prova-de-prova para cada método de polimerização: em temperatura ambiente (20°C) sobre bancada; 35°C em 2,2 Bar por 20 minutos e irradiação por microondas (50W/5min.) Para determinação do monômero

residual, foi utilizada a cromatografia gasosa nos períodos de 20 min, 1 hora, 1 semana e 1 mês. Para o ensaio da resistência transversal e deflexão foram confeccionadas 10 amostras para cada Grupo com 65X10X2,5 mm, com resina Trevalon termopolimerizável no ciclo de 7 horas em 70°C + 1 hora a 100°C. Estas amostras foram fraturadas ao meio e um espaço de 3 mm foi reparado com a resina Meliodent seguindo os Grupos citados acima. Estas amostras foram ensaiadas em uma Máquina de Ensaio Universal. Os resultados mostraram que o maior valor para monômero residual foi obtido com a polimerização sobre a bancada e o valor mais baixo com a polimerização por energia de microondas. Os resultados sugerem que o monômero residual tem um efeito sobre a força de reparo das amostras, pois os Grupos com menor nível de monômero residual, apresentaram a maior resistência transversal. Não houve diferença significativa nos 3 Grupos em relação ao módulo de elasticidade.

SADAMORI et al.⁴¹ desenvolveram em 1995, um trabalho com o objetivo de avaliar as alterações dimensionais de bases de resina acrílica quando reembasadas. Foram confeccionadas 30 bases de resina acrílica polimerizadas por 90 minutos a 70°C, seguida de 30 minutos a 100°C. Estas bases foram armazenadas por 02 semanas em água a 37±2°C e então foi avaliada a adaptação. Estas amostras foram divididas em 04 Grupos e reembasadas com: 1) resina termopolimerizável convencional pelo ciclo já descrito; 2) Auto polimerizável - Rebaron - Polimerização por 09 minutos e Tokuso Rebase - Polimerização por 08 minutos; 3) Ativada por Microondas - Acron MC - Polimerização por 03 minutos; 4) Ativada por luz - Rebaron LC - Polimerização por 10 minutos. Para avaliação da alteração dimensional, foi medida a distância entre a superfície do modelo metálico com a base em dez posições diferentes. Cada medida foi repetida dez vezes. As primeiras medidas foram realizadas logo após o reembasamento e depois as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C. Os períodos para verificação foram: 01 dia; 01 semana; 04 meses e 08 meses. Os autores concluíram que a alteração dimensional foi influenciada pelos materiais de reembasamento. A resina termo polimerizável foi a que apresentou menor alteração dimensional.

Neste mesmo ano, **RODRIGUES GARCIA**³⁹ desenvolveu uma pesquisa sobre a adaptação de bases de próteses quando submetidas a dois ciclos de polimerização. Foram confeccionados 36 amostras, divididas em 03 Grupos com 12 corpos-de-prova-de-prova cada. As bases de prótese dos Grupos 01 e 02 foram submetidas à polimerização convencional, (09 horas a 73°C). As bases pertencentes ao terceiro Grupo foram polimerizadas com energia de microondas a 500W por 03 minutos. Para avaliar a adaptação das bases sobre o modelo metálico, foi interposto entre eles, um material de moldagem, sob carga de 02 Kg. Em seguida todas as bases foram reembasadas pelo método de adição e aquelas pertencentes aos Grupos 01 e 03 foram reembasadas com o mesmo material e técnica de polimerização. As bases do Grupo 02 foram preenchidas com a mesma resina, no entanto polimerização em forno de microondas por 03 minutos a 500W. Após o reembasamento, a adaptação foi verificada novamente. Para avaliação de porosidade, após receberem polimento, os corpos-de-prova-de-prova foram imersos em tinta preta e então a porosidade foi contada com lupa estereoscópica. Como resultado, foi observado que a resina convencional, quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e no segundo por energia de microondas apresentou adaptação semelhante aos reembasamentos convencionais. A resina convencional apresentou maior números de poros tanto no primeiro quanto no segundo ciclo de polimerização, quando comparada à resina polimerizada por energia de microondas.

HANAA & ADEL²¹, também em 1995, verificaram a adaptação de três tipos de resina: 1. Fastray (blue, H.J. Bosworth Co., Skokie, Ill.) 2. Orthoresin orthodontic, e 3. Fastcure; resina indicada para reparo, utilizada nas resinas 01 e 02. Foram confeccionados 40 modelos de gesso simulando uma maxila edêntula, e 40 bases de PVC com espessura padronizada. Dez conjuntos base - modelo, foram polimerizados com a resina Fastray; Dez outros polimerizados com a resina Orthoresin e a resina Fastcure foi aplicada em 10 modelos de cada Grupo. Após a polimerização, acabamento e polimento, cada conjunto base-modelo foi seccionado em região de canino, pré-molar e molar. A adaptação foi analisada em 19 pontos diferentes por microscópio de medição (0,001mm). Os resultados encontrados neste trabalho foram: 1. A resina Orthoresin apresentou-se melhor adaptada

que a resina Fastray; 2. O tamanho da fenda de desadaptação variou em diferentes áreas, num mesmo conjunto base-modelo.

MESQUITA et al.³⁰ em 1996, avaliaram a influência do polimento químico sobre a resistência ao impacto das resinas acrílicas ativadas química e termicamente, em diferentes períodos de armazenagem. Foram utilizadas as resinas Clássico termopolimerizável e a Jet Clássico autopolimerizável. Foram confeccionadas 80 amostras no formato de 65X10X3mm, sendo 40 autopolimerizáveis e 40 termopolimerizáveis. As amostras foram divididas em 16 Grupos com 5 corpos-de-prova-de-prova cada uma. As variáveis estudadas no trabalho foram: ativação química ou térmica; polimento mecânico ou químico; armazenagem em 1 hora, 1 dia, 1 semana e 1 mês. O polimento convencional foi realizado em politriz, na seqüência: escova branca, escova preta e ponta de feltro com pasta de pedra pomes e em seguida, usou-se roda de flanela e pasta de branco de espanha. O polimento químico foi realizado em polidora química modelo PQ-9000 (Termotron) com líquido de polimento Clássico por 10 segundos a 75°C. A máquina usada para o ensaio de resistência ao impacto foi uma Otto Wolpert Werke, usada no sistema Charpy. A ponta utilizada foi de 40 Kg/cm, com abertura de 40 mm entre os apoios da amostra. Os autores concluíram que as amostras submetidas ao polimento químico apresentaram os maiores índices de resistência ao impacto em todos os períodos de tempo, quando comparadas ao polimento convencional.

Ainda no ano de 1996, **SYKORA & SUTOW**⁴⁹ analisaram a adaptação posterior de bases de prótese, quando confeccionadas sobre um modelo de gesso de alta distorção (Ivoclar AG). Com o objetivo de compensar a alteração dimensional da resina, os autores utilizaram um gesso que sofresse maior distorção. Foram confeccionados 20 modelos seguindo um padrão com palato “raso”, sendo 10 em gesso tipo III e 10 em gesso de alta distorção. Foram confeccionadas sobre os modelos, bases de 2,00 mm de espessura. Dez conjuntos base- modelo foram submetidos à polimerização com resina convencional (Lucitone 199 - Dentsply) e outros dez foram polimerizados com resina injetada. Após a polimerização as bases sofreram acabamento e polimento, e armazenadas em água por 01

dia e 01 semana. As amostras foram analisadas em microscópio com resolução de 0,001 mm. Os autores observaram como resultado, que as bases confeccionadas em modelos de gesso de alta distorção apresentaram melhor adaptação, que aquelas confeccionadas com gesso tipo III, independente da técnica de polimerização utilizada.

Em 1998, **BOBERICK & MCCOOL**⁵ analisaram a estabilidade dimensional de bases de prótese, quando fotopolimerizadas por dois diferentes métodos. Quarenta bases em resina Triad (VLC) foram confeccionadas por dois métodos: 1) De acordo com as especificações do fabricante, toda a superfície da resina foi exposta à luz, de uma única vez. 2) A área do palato foi protegida para evitar a penetração de luz, e a resina foi polimerizada em três estágios com a readaptação da camada protetora entre as fases de polimerização. Dez bases de cada Grupo foram avaliadas 01 hora após a polimerização, e as outras 10 bases restantes de cada Grupo foram avaliadas 07 dias após a polimerização. A adaptação foi verificada em microscópio digital (0,01mm, Fowler Ultra-Cal II, Sylvac, Switzerland). As medidas foram realizadas em três diferentes pontos: A, B, e C, sendo A e C, pontos localizados na crista do reborda alveolar, e B, localizado no palato. As mensurações nestes três pontos foram realizadas numa distância de 05, 10, 15 e 20mm da região posterior do modelo. Os autores concluíram, neste trabalho, que: 1) A maior desadaptação ocorreu na região do palato, na região posterior, em todas as amostras; 2) A técnica de fotopolimerizar a resina por camadas, proposta neste trabalho, pode reduzir a desadaptação das bases de prótese de maneira significativa.

BRAUN et al.⁶, também em 1998, avaliaram a efetividade da polimerização por meio de energia de microondas quando a resina se encontra em contato com o metal. Neste trabalho foram confeccionados 36 espécimes cilíndricos, com 30 mm de diâmetro e 4 mm de espessura, contendo em seu interior uma grade metálica. As resinas utilizadas e os métodos de polimerização utilizados foram: 1) Resina Clássico polimerizada em ciclo curto (técnica modificada de Tuckfield); 2) Resina Acron MC polimerização em forno de microondas a 500 W por 03 minutos; 3) Resina Clássico polimerizada com o mesmo método já citado no segundo Grupo. Após a polimerização, as amostras foram submetidas

aos testes de Dureza, verificada a distâncias de 50, 100, 200, 400, 800Åm da grade metálica; Porosidade, analisada a olho nu e com microscópio com aumento de 100X, e Monômero residual, por espectrofotometria. Os autores concluíram que a presença do metal não afetou a polimerização das resinas com o uso de microondas e também que quanto à dureza e monômero residual, as resinas apresentaram os maiores valores quando comparados com o método tradicional de banho de água aquecido, e a resina convencional, quando polimerizada com energia de microondas apresenta maior número de poros.

DEL BEL CURY¹⁴, neste mesmo ano, avaliou a influência de dois tipos de materiais - gesso pedra tipo III e silicone para inclusão sobre a dureza Knoop, resistência transversal e monômero liberado de duas resinas polimerizadas com energia de microondas: Acron-MC e Onda Cryl. Foram confeccionadas 144 amostras, divididas em quatro grupos, cada uma contendo 12 amostras para cada análise. A resistência transversal foi avaliada segundo a especificação n. 12 da ADA, com amostras de 65X10X2,5 mm. A dureza Knoop foi mensurada nos tempos de 24, 48, 72 horas e 30 dias e o monômero residual em períodos de 24 e 48 horas, num total de 288 horas. As resinas foram polimerizadas segundo as instruções dos fabricantes. Como resultado, os autores verificaram que a utilização do silicone possibilitou uma polimerização adequada das resinas estudadas.

PADOVAN³⁵, ainda em 1998, estudou a influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação de bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20. Foram confeccionadas 15 bases de prótese a partir de um modelo padrão metálico, simulando uma maxila edêntula, divididas em três Grupos, que receberam os seguintes tratamentos: Grupo 1- polimerizada em banho de água aquecida a 74°C por 09 horas; Grupo 2 – polimerizada em água a 100°C durante 20 minutos; Grupo 3 – polimerizada por energia de microondas a 500W por 3 minutos. Após polimerização e acabamento, as amostras foram reposicionadas em seus respectivos modelos e seccionadas em 3 partes, onde em cada secção foram marcados 7 pontos referenciais para a leitura da desadaptação em microscópio comparador linear. A maior média de desadaptação ocorreu na região

posterior das amostras processadas por energia de microondas, enquanto que as amostras polimerizadas em banho de água convencional, por 9 horas ou 20 minutos, apresentaram melhor média de adaptação.

POWERS & EL SHEIKH³⁶, também no ano de 1998, verificaram a resistência à flexão de seis resinas: Fricke Hi-I; Lucitone 199; SR Ivocap Plus; Acron-MC, que são resinas prensadas de forma convencional e Fricke Hi -I pour e Palapress Vario, que são resinas injetadas. Todas as amostras foram submetidas à compressão no molde e a técnica de resina injetada. Foram confeccionadas amostras de 64X10X3,3 mm e submetidas a uma velocidade de 0,5 cm/min, após armazenagem em água a 37°C, por 50 horas. Os autores verificaram que a resina Acron apresentou maior resistência à flexão, seguida pela resina Lucitone. Todas as resinas, com exceção da Lucitone apresentaram maior resistência a flexão quando submetidas à técnica de resina injetada.

Neste mesmo ano, **RACHED & DEL BEL CURY³⁷** avaliaram a influência de diferentes tratamentos umedecedores de superfície na resistência transversal de uma resina acrílica termopolimerizável convencional (Lucitone 550), reparada com uma resina acrílica polimerizada em microondas (Acron-MC), após armazenagem em água a 37°C, durante 48± 2hs. Foram confeccionadas setenta amostras com a resina Lucitone, nas medidas de 65X10X2,5 mm. Destas, quatorze permaneceram intactas formando o Grupo controle positivo. As amostras restantes foram divididas em 4 Grupos e tiveram a região central removida em 10 mm, sendo reparadas com resina Acron, processada em microondas durante 3 minutos a 540 W. Previamente ao procedimento de reparo, as superfícies a serem unidas receberam diferentes tratamentos químicos (30 segundos de imersão no monômero da Acron; 30 segundos de imersão em acetona; 15 segundos de imersão em acetona + jato de ar + 15 segundos de imersão em monômero de Acron; um Grupo ficou sem tratamento umedecedor). Um Grupo confeccionado com resina Acron formou o controle negativo. Os autores concluíram que o tratamento químico prévio das superfícies da resina Lucitone previamente ao reparo com a resina Acron influenciou na resistência de união dos materiais. As amostras reparadas apresentaram menor resistência transversal quando

comparada com a resistência da resina Acron intacta, porém igual à da resina Lucitone analisada da mesma forma.

Em 1999, **BRAUN & DEL BEL CURY**⁷ avaliaram o efeito do polimento químico sobre a liberação de monômero residual, dureza superficial, resistência transversal e a textura de superfície de resinas auto e termopolimerizáveis, comparando-o com o polimento mecânico. Foram confeccionadas amostras com resinas termopolimerizável Clássico e autopolimerizável Jet-Clássico e divididas em 4 Grupos: G1-resina autopolimerizável com polimento mecânico; G2-resina autopolimerizável com polimento químico; G3-resina termopolimerizável com polimento mecânico; G4-resina termopolimerizável com polimento químico. Após os polimentos recebidos as amostras foram imersas em água destilada à temperatura de 37°C e as avaliações executadas nos períodos de 1, 2, 8 e 32 dias. A liberação do monômero foi realizada em espectrofotômetro BECKMAN DU 65; a dureza Knoop foi medida em microdurômetro SHIMADZU HVM 2000; a resistência transversal por três pontos em uma máquina de ensaio universal EMIC DL 500, seguindo a especificação n. 12 da ADA (65X10X2,5 mm). Os autores concluíram que o polimento químico aumentou a quantidade de monômero residual e reduziu os valores de dureza superficial das duas resinas de maneira significativa em todos os períodos estudados; o polimento químico não interferiu na resistência transversal da resina autopolimerizável, já para a resina termopolimerizável a mesma foi reduzida. Na avaliação feita em microscópio, verificou-se que o polimento químico altera a camada superficial das duas resinas promovendo um aspecto ondulado semelhante.

GANZAROLLI & DEL BEL CURY¹⁹, ainda em 1999, avaliaram a adaptação e porosidade de 72 bases de prótese, confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável convencional Clássico e resinas para polimerização em forno de microondas, Acron-MC e Onda Cryl, quando submetidas ao procedimento de resfriamento brusco, e convencional das mesmas após polimerizadas. A avaliação foi realizada imediatamente após a demuflagem e após um período de armazenagem por 30 dias. Os métodos utilizados para verificação da desadaptação foram: a) Peso de silicone por adição (Express-3M) interposto

entre a base de resina e o modelo metálico; b) Medida da desadaptação entre o interior da base de resina e a superfície do modelo de gesso, em 09 pontos diferentes do reborda. A porosidade foi avaliada pelo peso de cada amostra, em balança de precisão de 0,001g. Os autores concluíram que o resfriamento convencional permitiu a melhor adaptação das bases de prótese e os procedimentos de resfriamento brusco não interferiram na porosidade da resina.

Proposição

Foi propósito deste trabalho verificar e comparar a adaptação, porosidade, resistência à flexão e ao impacto de 03 diferentes resinas, manipuladas e polimerizadas pelos seguintes métodos: 1) prensagem convencional e polimerização em banho de água; 2) prensagem convencional, curada por energia de microondas e 3) método de resina injetada, polimerizada em banho de água.

Metodologia

Preparo das amostras

Para teste de adaptação

Modelos de gesso

Os modelos de gesso foram confeccionados a partir de um modelo padrão metálico, simulando uma maxila edêntula, com delimitação ao longo de toda a borda (o que corresponde à extensão da base-de-prova) e três projeções, uma na região anterior e duas na região posterior, localizadas na região dos dentes molares de cada hemiarco. A finalidade dessas projeções é garantir a recolocação das bases de próteses sobre o modelo padrão. O modelo metálico com as projeções foi duplicado com silicone por adição (Elite Double), manipulada de acordo com as instruções do fabricante. Para cada modelo a ser duplicado, foram confeccionadas 3 projeções com fio de cobre, e estas inseridas no molde. O molde contendo as projeções metálicas foi vazado com gesso pedra tipo III (marca Herodent), utilizando as proporções indicadas pelo fabricante. Após uma hora, o modelo foi separado do molde e recortado. Desta forma foram confeccionados 18 modelos (Figura 1).

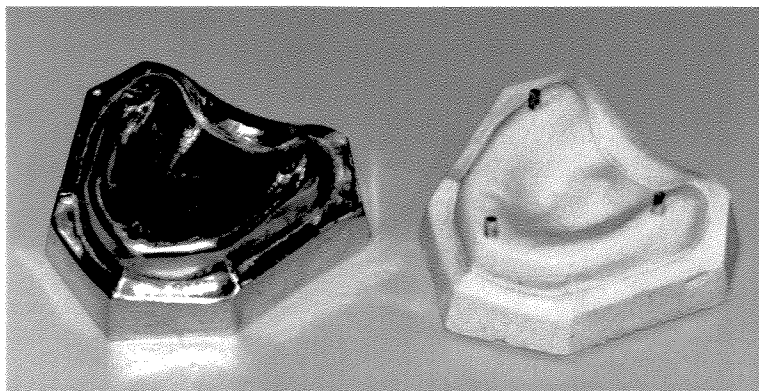


Figura 1: Modelos metálico e em gesso, simulando uma maxila edêntula.

Preparo das Bases-de-prova

O sistema a vácuo Bio-Art (Plastivac P5-Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda.) foi utilizado para padronização da espessura de todas as bases de prótese. Neste sistema, uma placa de PVC (Bio-Art Equipamentos Ltda.) com espessura de dois milímetros foi aquecida, e após a plastificação, a mesma foi adaptada sobre o modelo de gesso, com uso do vácuo.

Após o esfriamento em temperatura ambiente, a placa de PVC foi recortada com broca de Carbetto de Tungstênio Maxi Cut, à semelhança de uma placa base, seguindo a limitação imposta pelo modelo. Desta forma foram construídas todas as bases-de-prova sobre os 18 modelos de gesso. A seguir, os conjuntos modelos e bases-de-prova foram divididos aleatoriamente em 03 Grupos de 06 elementos e incluídos em gesso pedra tipo III a fim de receber os seguintes tratamentos:

Grupo 01 - Resina termopolimerizável convencional foi polimerizada em banho de água aquecida (método convencional).

Grupo 02 - Resina para microondas, polimerizada por 03 minutos a 40%, 04 minutos de pausa e 03 minutos a 90%.

Grupo 03 - Resina injetada, polimerizada em banho de água aquecida por 20 minutos sob pressão de 02 bar.

Inclusão dos modelos

Os modelos do Grupo 01 foram isolados com vaselina sólida e a seguir incluídos na parte inferior da mufla metálica marca DCL nº 5,5, com gesso pedra tipo III (Herodent) na proporção de 30 ml de água para 100 g de pó. Os modelos do Grupo 02 foram incluídos em muflas plásticas, reforçadas com fibra de vidro, e os modelos do Grupo 03 foram incluídos em muflas metálicas, especiais para o método de resina injetada (Figura 2). Após a presa do gesso, as projeções metálicas do modelo foram protegidas com o uso de cera utilidade. A seguir, o conjunto modelo de gesso incluído e placa base foi isolado com vaselina sólida. A

parte superior da mufla foi completada com gesso pedra e a mesma permaneceu em prensa manual de bancada durante 30 minutos.

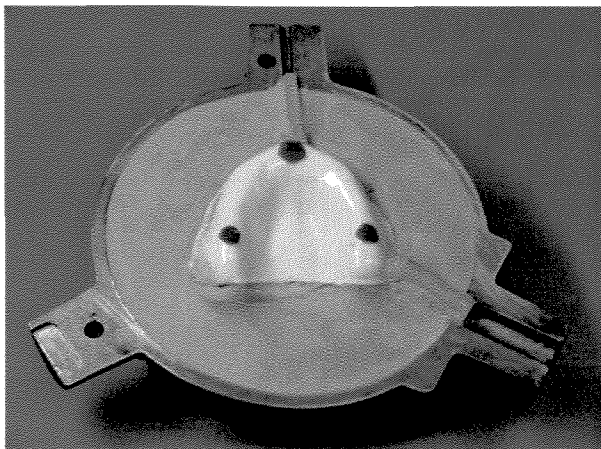


Figura 2: Conjunto-base modelo incluídos em mufla metálica, específica para técnica de injeção.

Preenchimento dos moldes

Para o preenchimento dos moldes, as resinas acrílicas utilizadas (Figura 3) e respectivos fabricantes estão apresentados no quadro a seguir:

Quadro 1: Marca Comercial das resinas utilizadas, método de polimerização e seus respectivos fabricantes.

Marca Comercial	Método de polimerização	Fabricante
Clássico	Compressão / Banho de água aquecida	Clássico Ltda. Art. Odontológicos.
Onda Cryl	Compressão / Energia de microondas	Clássico Ltda. Art. Odontológicos.
Palaxpress	Injeção / polimerização em banho de água sob pressão de 2 bar.	Heraeus-Kulzer



Figura 3: Resinas acrílicas utilizadas no experimento

Depois de abertas as muflas, removida a placa base de PVC e as cavidades lavadas, ambas as partes do gesso foram recobertas com isolante Cel-Lac. As resinas acrílicas foram preparadas de acordo com as instruções do fabricante e durante a fase plástica, as resinas dos Grupos 01 e 02 foram inseridas nos moldes. A resina do Grupo 03 foi injetada.

Os moldes do Grupo 01 foram preenchidos com a resina termopolimerizável convencional Clássico, o Grupo 02, preenchido com resina de polimerização em microondas Onda Cryl e o Grupo 03 preenchido com a resina injetada Palaxpress.

As muflas dos Grupos 01 e 02 foram fechadas e comprimidas vagarosamente em uma prensa hidráulica de bancada, até que as duas partes se encontrassem, e mantidas sob pressão durante 30 minutos. As muflas do Grupo 03 foram colocadas na máquina injetora específica (Figura 4) e a resina foi injetada.

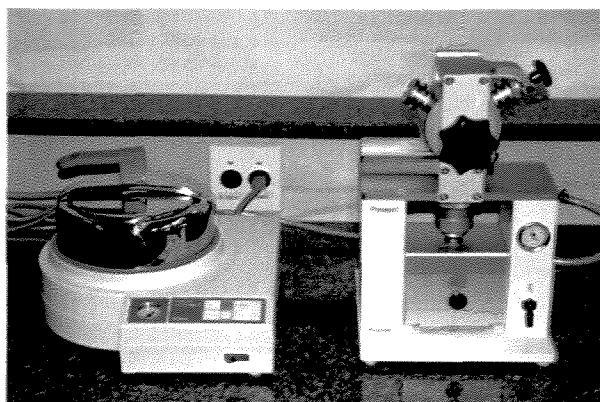


Figura 4: Sistema Palajet – polimerizadora e injetora utilizadas no experimento.

Métodos de Polimerização

Decorridos 30 minutos, as muflas do Grupo 01 foram transferidas para prensa com mola e colocadas em polimerizadora automática Termotron P-100 com água, onde permaneceram por 03 horas; sendo 1,5 horas a 65°C e 1,5 horas a 100°C (técnica modificada de Tuckfield⁴⁶). As muflas do Grupo 02 foram polimerizadas em microondas por 3 minutos a 40%, 4 minutos de pausa e 3 minutos a 90% de potência do forno de microondas Sharp com potência de 900W e as muflas do Grupo 03 permaneceram em água a 55°C por 20 minutos sob pressão de 2 bar (Figura 4). Decorrido o período de polimerização, as muflas foram esfriadas à temperatura ambiente por 2 horas. A seguir, todas as muflas foram abertas e as bases de prótese obtidas. Estas foram recortadas com broca de Carbetto de Tungstênio até o limite estabelecido pelo modelo metálico e mantidas em ambiente com 100% de umidade relativa. Foram obtidos, portanto, 18 corpos-de-prova-de-prova, agrupados como mostra o quadro abaixo:

Quadro 2: Divisão dos corpos-de-prova-de-prova, separados em seus respectivos Grupos, com o número de amostras para cada Grupo.

18 CORPOS-DE-PROVA-DE-PROVA		
Grupo 01	Grupo 02	Grupo 03
06 Clássico	06 Onda Cryl	06 Palajet
06 TI e após 30 dias AA.	06 TI e após 30 dias AA.	06 TI e após 30 dias AA.

Onde: AA - armazenados em água; TI - teste imediato.

Para Testes de porosidade, resistência à flexão e ao impacto:

Matrizes Metálicas Utilizadas

Foram confeccionadas matrizes metálicas em placas de ferro, nas dimensões de (65,0 x 55,0 x 5,0 mm), para o teste de porosidade e (65,0 x 55,0 x 3,0 mm), para o teste de resistência à flexão e ao impacto (Figura 5).

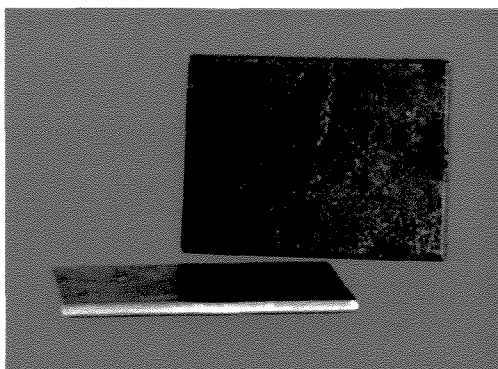


Figura 5: Matrizes metálicas utilizadas para testes de resistência à flexão e ao impacto e porosidade.

Inclusão das matrizes

Para a inclusão das matrizes metálicas, foram utilizados:

Grupo 1: mufla metálica para resina Clássico convencional;

Grupo 2: mufla plástica para resina Onda Cryl, polimerizada em microondas;

Grupo 3: mufla metálica, específica para o sistema Palajet (Figura 6).

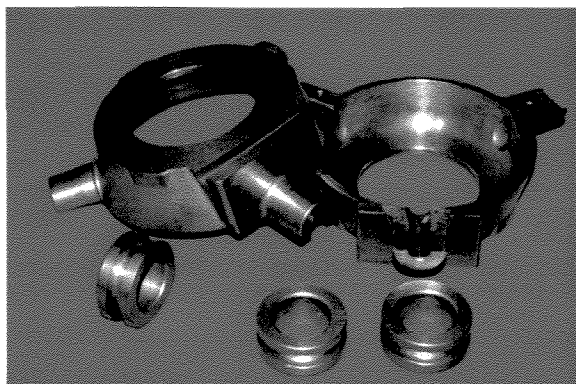


Figura 6: Mufla metálica específica para técnica de injeção.

Nos grupos 1, 2 e 3 a base de cada mufla foi isolada com vaselina sólida e preenchida com gesso tipo III (Herodent, Vigodent S.A.), revestido com silicone de condensação específico para inclusão Zetalabor (Zhermack s.p.A.), (DEL BEL CURY, 1998¹⁴) com sua superfície planificada. Em seguida a matriz metálica foi posicionada sobre esta superfície. Após o posicionamento da matriz, foi colocada mais uma camada de Zetalabor (Zhermack s.p.A.), e sobre este gesso tipo III (Herodent, Vigodent S A). Após a presa do mesmo, as muflas foram separadas e as matrizes removidas, obtendo-se os moldes para a confecção dos corpos-de-prova-de-prova em resina.

Preenchimento dos moldes

Para o preenchimento dos moldes, as resinas foram proporcionadas e manipuladas seguindo as instruções dos fabricantes, sendo que:

Grupo 01 - Resina termopolimerizável convencional Clássico, após a eliminação da cera a resina foi inserida manualmente no interior da mufla, esta foi fechada e levada em prensa hidráulica de bancada, permanecendo por 30 minutos. As amostras deste grupo foram polimerizadas por 03 horas (técnica modificada de Tuckfield⁴⁶);

Grupo 02 - Resina para microondas Onda Cryl, inseridas no interior do molde da mesma forma descrita para o Grupo 1. As amostras deste grupo foram polimerizadas por 03

minutos a 40%, 04 minutos de pausa e 03 minutos a 90% da potência do forno de microondas da marca Sharp;

Grupo 03 - Resina auto e quimicamente ativada Palaxpress, específica para a técnica de injeção, polimerizada em banho de água aquecida por 20 minutos sob pressão de 2 bar.

Acabamento das amostras

Após a polimerização as amostras com dimensões de 65,0 x 55,0 x 5,0 mm para teste de porosidade e de 65,0 x 55,0 x 3,0 mm para teste de resistência à flexão e ao impacto, foram submetidas ao desgaste de excessos e acabamento em Politriz Arotec APL-4, com lixa de óxido de alumínio com granulação 180. As amostras foram cortadas com disco diamantado, em cortadeira Imptech pc 10, sendo que:

- As amostras para teste de porosidade foram seccionadas em cinco partes e ao meio, tendo como dimensões finais 30 X 10 X 5 mm, obtendo-se assim, 10 amostras para cada grupo.
- As amostras para teste de resistência à flexão e ao impacto foram seccionadas em cinco partes, tendo como dimensões finais aquelas especificadas pela ADA¹⁰ 65 X 10 X 2,5 mm, obtendo-se assim, 10 amostras para cada grupo.



A



B

Figura 7: Politriz Arotec APL-4 (A) e Cortadeira Imptech pc 10 (B), utilizadas no experimento

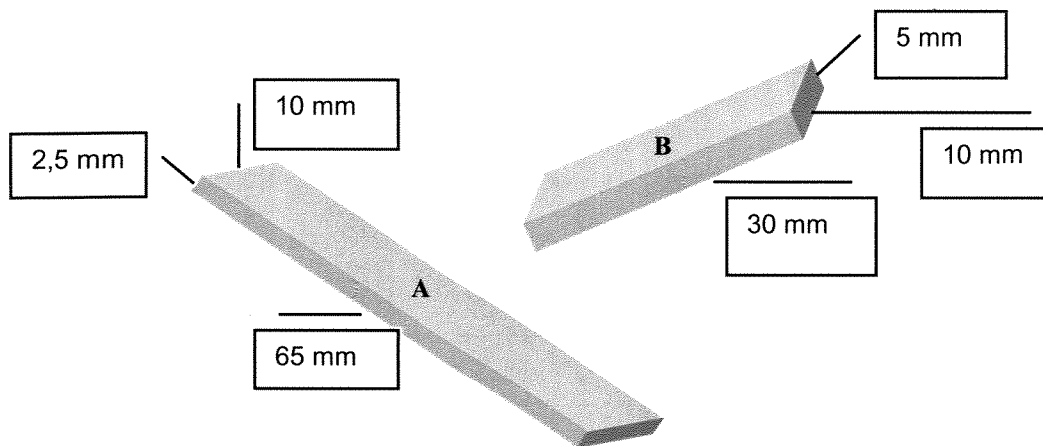


Figura 8: Esquema das amostras utilizadas para testes de resistência à flexão e ao impacto (A) e porosidade (B).

Quadro 3: Número de amostras para cada grupo e suas dimensões, de acordo com o teste aplicado:

Teste	Resina Acrílica	Número de amostras	Dimensões
Porosidade	G1 – Clássico	10	30 X 10 X 5 mm
	G2 – Onda Cryl	10	30 X 10 X 5 mm
	G3 - Palaxpress	10	30 X 10 X 5 mm
Resistência à Flexão	G1 – Clássico	10	65 X 10 X 2,5 mm
	G2 – Onda Cryl	10	65 X 10 X 2,5 mm
	G3 - Palaxpress	10	65 X 10 X 2,5 mm
Resistência ao Impacto	G1 – Clássico	10	65 X 10 X 2,5 mm
	G2 – Onda Cryl	10	65 X 10 X 2,5 mm
	G3 - Palaxpress	10	65 X 10 X 2,5 mm

Avaliação das amostras

Teste de adaptação

Para avaliação da adaptação, as bases foram reposicionadas sobre o modelo metálico, e a precisão de adaptação foi verificada com o peso de um material de moldagem, interposto entre a base de resina e o modelo metálico (RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY, 1994³⁹). Para tanto, foi utilizado um silicone por adição (Express-3M), pesado em balança analítica com precisão de 0,001g (Acatec, modelo BCM 1100). Todo material foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e transferido para a base de resina e esta foi assentada sobre o modelo metálico sob carga de 5 kg. Após o tempo de polimerização, os excessos de silicone foram recortados com bisturi e a camada interposta foi pesada com a mesma balança já descrita acima. Este processo foi repetido três vezes para cada amostra, obtendo-se uma média dos valores para cada corpo de prova.



Figura 9: Silicone por adição pesado em balança de precisão.

Avaliação da Resistência à Flexão:

As amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C ±2°C e submetidos ao teste após o período de 48±2h. (ADA)¹⁰.

A resistência à flexão foi avaliada em uma máquina de ensaio EMIC DL 500, com a aplicação de carga a uma velocidade constante de 5mm/min. sobre o meio do espécime até ocorrer a ruptura (DEL BEL CURY, 1998¹⁴; RACHED & DEL BEL CURY, 1998³⁷) – (Figura 10). Neste momento era verificada a força empregada e aplicada a fórmula a seguir (CRAIG, 1997¹¹):

$$\text{Resistência à Flexão} = \frac{3 \times \text{Tensão no momento da ruptura} \times \text{Comprimento}}{2 \times \text{Largura} \times \text{Espessura}^2}$$

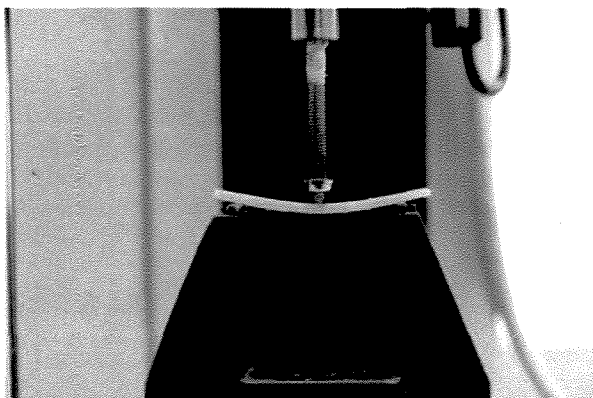


Figura 10: Ensaio para resistência à flexão.

Resistência ao Impacto (Ensaio Charpy):

Os corpos-de-prova-de-prova para este ensaio foram iguais aos descritos para amostras de resistência à flexão. A ponta utilizada para o impacto foi de 40 KJ/cm, na máquina de ensaio Otto Wolpert Werke (Figura 11), com abertura de 40mm entre os apoios da amostra. (MESQUITA et al. , 1996³⁰).

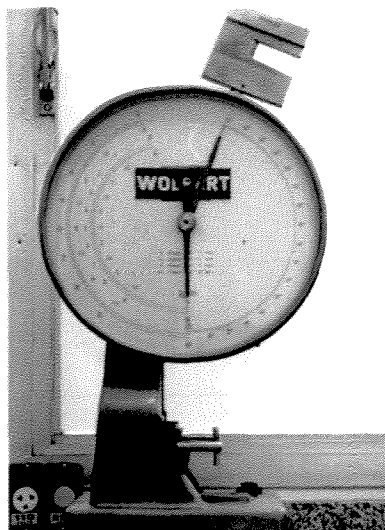


Figura 11: Máquina de ensaio Otto Wolpert Werke.

Avaliação de porosidade das amostras

A avaliação da porosidade das bases de resina foi realizada com o peso de cada amostra em ar e em água, baseada na definição de Empuxo:

“Quando um corpo está imerso num fluido, este exerce uma força para cima sobre o corpo igual ao peso do fluido que ele desloca”. (Princípio de Arquimedes)

As amostras foram pesadas na parte inferior de uma balança analítica com precisão de 0,001g. Para realização da pesagem, cada amostra foi perfurada com uma broca esférica Carbide n. 02 e suspensa por um fio de aço inoxidável 0,7 mm, adaptado à balança acima citada. Na pesagem em ar, a amostra ficou suspensa no ar e na pesagem em água, a amostra foi submersa em um recipiente com 150 ml de água. Para o cálculo da porosidade das amostras, foi usada a fórmula:

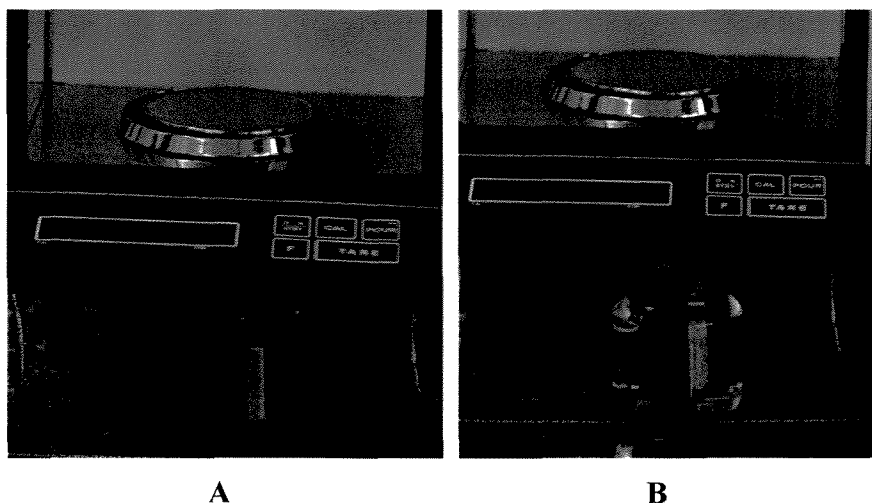


Figura 12: Amostras sendo pesadas em ar (A) e em água (B).

$W = g(ps - pw) + g(pa - pw)$, obtida no trabalho de BAFILE, M., et al. 1991³.

Com o desmembramento da fórmula, obtemos:

Amostra no ar

$$F1 + E1 = P$$

$$F1 + m(ar).g = m(s).g$$

$$F1 + pa.Vs.g = ps.Vs.g$$

$$F1 = ps.Vs.g - pa.Vs.g$$

$$Vs.g.(ps - pa) = F1$$

$$Vs = F1 / g.(ps - pa)$$

Amostra na água

$$F2 + E2 = P$$

$$F2 + m(w).g = m(s).g + m(ar).g$$

$$F2 + pw.(Vs + Vp).g = ps.Vs.g + pa.Vp.g$$

$$F2 + pw.Vs.g + pw.Vp.g = ps.Vs.g + pa.Vp.g$$

$$Pw.Vp.g - pa.Vp.g = ps.Vs.g - pw.Vs.g - F2$$

$$Vp(pw.g - pa.g) = ps.Vs.g - pw.Vs.g - F2$$

$$Vp = ps.Vs.g - pw.Vs.g - F2 / g.(pw - pa)$$

$$Vp = \frac{Vs.(ps - pw) - F2/g}{pw - pa}$$

Onde:

F – Força contrária ao peso da amostra

E – Empuxo

P – Peso da amostra

m(s) – massa da amostra

m(ar) – massa do ar

m(w) – massa da água

g – gravidade

pa – densidade do ar

ps – densidade da amostra

pw – densidade da água

Vs – volume da amostra

V_p – volume da porosidade

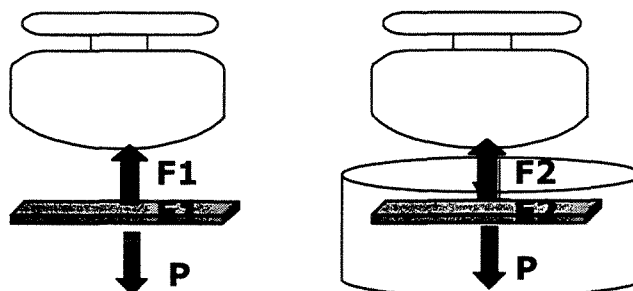


Figura 13: Esquema representando pesagem das amostras em ar e água, respectivamente.

Aplicando-se os valores obtidos na pesagem das amostras na fórmula acima, obtemos então, o volume da porosidade de cada amostra.

Análise Estatística

Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística. A análise utilizada foi o Delineamento em Blocos ao Acaso, onde se tomou como blocos os Grupos avaliados em número de 3, tendo para cada combinação das variáveis Resistência ao Impacto, Resistência à Flexão e Porosidade 10 repetições e, para a variável Adaptação, onde o número de repetições foi 6. As médias foram analisadas pelo teste t. A fim de verificar a existência de significância estatística, quando as variáveis Grupo e Adaptação são analisadas conjuntamente, foi realizado um delineamento fatorial.

Resultados

Adaptação

Teste Imediato

Tabela 1: Comparação de médias e desvios-padrão para a variável adaptação (teste imediato), em gramas (g) dentro dos Grupos.

Grupos	Médias	
G1- Clássico	0,573	$\pm 0,037$ ab
G2 - Onda Cryl	0,640	$\pm 0,061$ a
G3 - Palaxpress	0,503	$\pm 0,062$ b

* médias seguidas por letras distintas diferem entre si, no nível de significância de 5%.

Na comparação de médias verificou-se que apenas os Grupos 2 e 3 diferiram entre si, possuindo as maiores médias os grupos 2 e 1 respectivamente. Assim, a resina Palaxpress apresentou melhor adaptação quando comparada com a resina Onda Cryl.

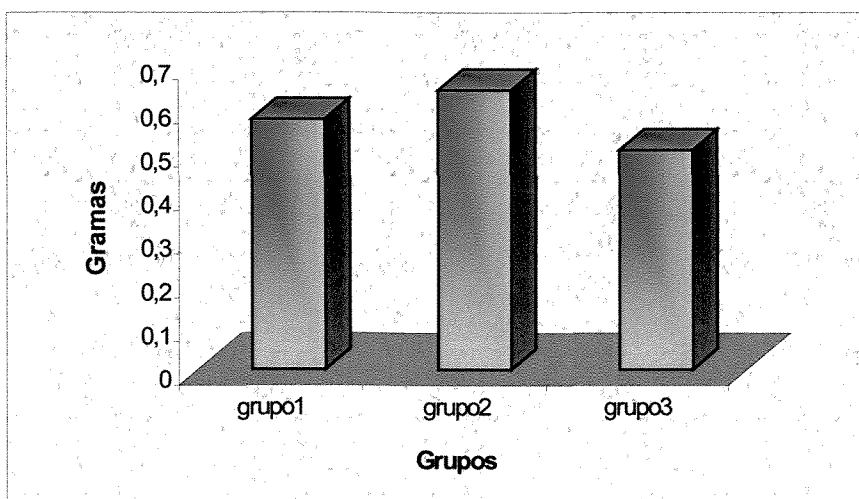


Gráfico 1: Representação gráfica da variável adaptação (teste imediato).

Resultados

Armazenagem em água

Tabela 2: Comparação de médias e desvios-padrão para a variável adaptação (armazenada em água), em gramas (g), dentro dos Grupos.

Grupos	Médias	
G1- Clássico	0,705	± 0,055 a
G2 - Onda Cryl	0,696	± 0,051 a
G3 - Palaxpress	0,583	± 0,087 b

* médias seguidas por letras distintas diferem entre si, no nível de significância de 5%.

Na comparação de médias verificou-se que apenas o Grupo 3 diferiu dos demais Grupos, possuindo as maiores médias os Grupos 1 e 2 respectivamente. . Assim, a resina Palaxpress apresentou melhor adaptação quando comparada com as resinas Clássico e Onda Cryl.

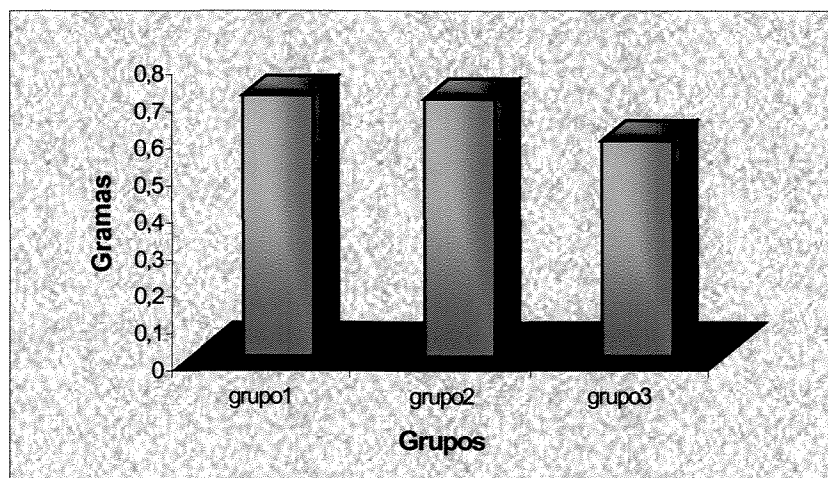


Gráfico 2: Representação gráfica da variável adaptação (armazenadas em água).

Teste imediato e após armazenagem em água

Tabela 3: Médias e desvios-padrão da adaptação, em cada grupo para a variável medida em gramas (g).

Grupos	Adaptações	Médias	
G1 - Clássico	Imediata	0,5733	± 0,0372 b
	Dias	0,7050	± 0,0557 a
G2- Onda Cryl	Imediata	0,6400	± 0,0613 a
	Dias	0,6966	± 0,0512 a
G3 - Palaxpress	Imediata	0,5033	± 0,0621 b
	Dias	0,5833	± 0,0873 a

* médias seguidas por letras distintas diferem entre si, no nível de significância de 5%.

Na comparação de médias verificou-se que:

Grupo 1 (Clássico) – As adaptações diferiram entre si, sendo a maior média para adaptação em dias.

Grupo 2 (Onda Cryl)– Não houve diferença significativa entre as adaptações, sendo a maior média para adaptação em dias.

Grupo 3 (Palaxpress) – As adaptações diferiram entre si, a maior média é para adaptação em dias. Assim, verificou-se que houve uma desadaptação das três resinas após armazenagem em água.

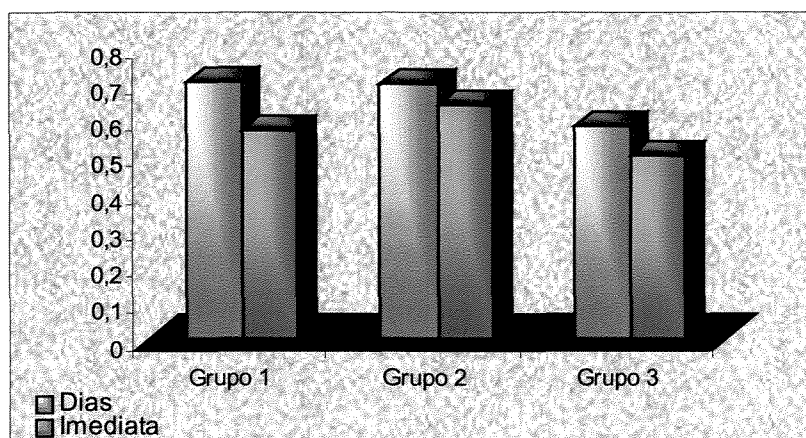


Gráfico 3: Representação gráfica das médias do peso da camada de silicone.

Porosidade

Tabela 4: Comparação de médias e desvios-padrão para a variável volume da porosidade (cm³) dentro dos grupos.

Grupos	Médias	
G1- Clássico	0,450	± 0,052 a
G2 - Onda Cryl	0,500	± 0,0 ab
G3 - Palaxpress	0,590	± 0,128 b

* médias seguidas por letras distintas diferem entre si.

Na comparação de médias verificou-se que apenas os Grupos 1 e 3 diferiram entre si, possuindo as maiores médias os Grupos 2 e 3. A resina Clássico apresentou menor número de poros quando comparada com a resina Onda Cryl, e esta menor porosidade que a resina Palaxpress.

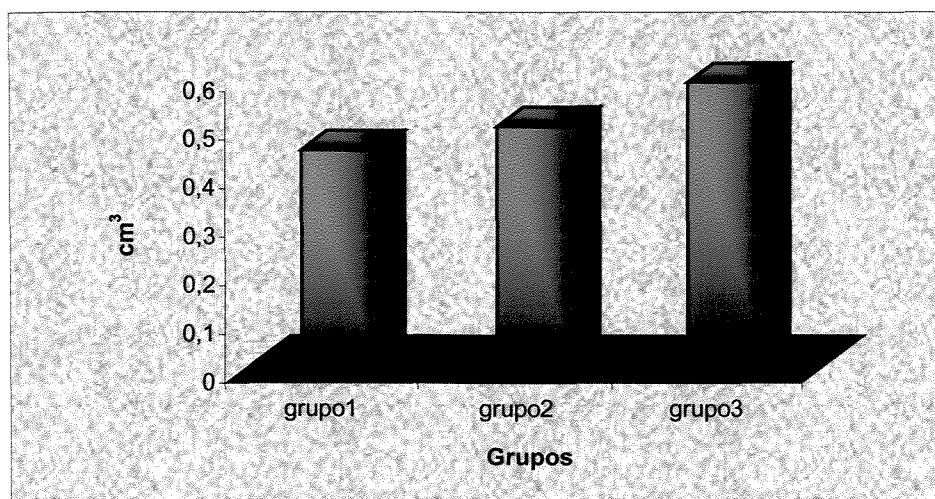


Gráfico 4: Representação gráfica da variável porosidade.

Resistência à Flexão

Tabela 5: Comparação de médias e desvios-padrão para a variável resistência à flexão (MPa), dentro dos grupos.

Grupos	Médias	
G1- Clássico	81,970	± 7,999 a
G2 - Onda Cryl	97,550	± 9,713 b
G3 - Palaxpress	92,090	± 6,301 b

* médias seguidas por letras distintas diferem entre si, no nível de significância de 5%.

Na comparação de médias verificou-se que o Grupo 1 diferiu significativamente dos Grupos 2 e 3 e esses não diferiram entre si, as maiores médias foram observadas nos Grupos 2 e 3 respectivamente. A resina Clássico apresentou menor resistência à flexão quando comparada com as resinas Onda Cryl e Palaxpress.

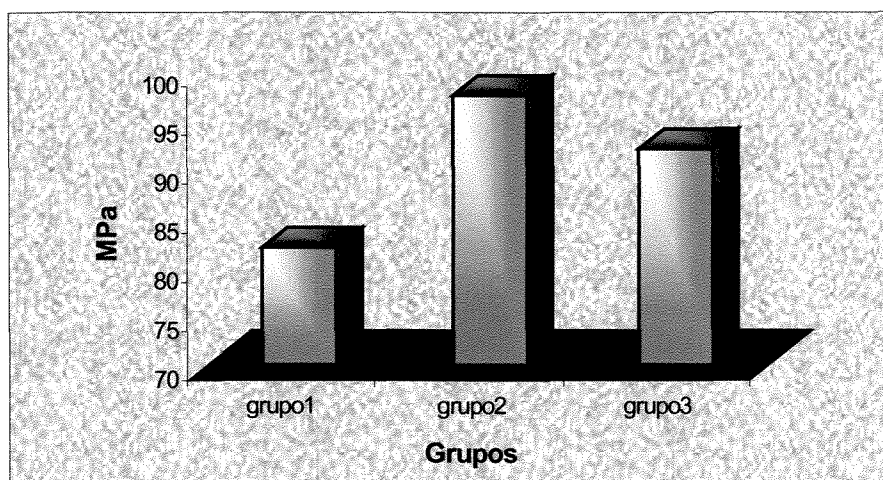


Gráfico 5: Representação gráfica da variável resistência à flexão.

Resistência ao Impacto

Tabela 6: Comparação de médias e desvios-padrão para a variável resistência ao impacto (Joules) dentro dos grupos.

Grupos	Médias	
G1- Clássico	0,250	$\pm 0,0$ a
G2 - Onda Cryl	0,267	$\pm 0,004$ b
G3 - Palaxpress	0,258	$\pm 0,006$ b

* médias seguidas por letras distintas diferem entre si.

Na comparação de médias verificou-se que o Grupo 1 diferiu significativamente dos Grupos 2 e 3 e esses não diferiram entre si, sendo que as maiores médias foram observadas nos Grupos 2 e 3 respectivamente. A resina Clássico apresentou menor resistência à flexão quando comparada com as resinas Onda Cryl e Palaxpress.

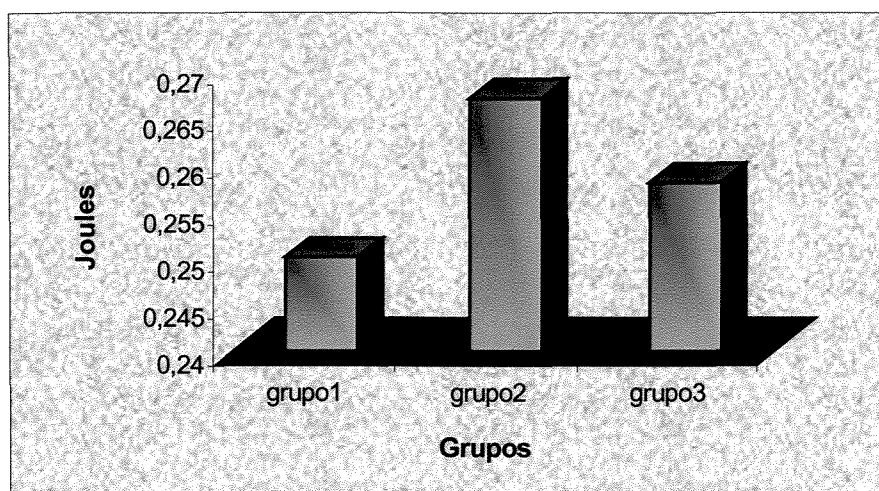


Gráfico 6: Representação gráfica da variável resistência ao impacto.

Discussão

Resinas

A resina acrílica foi introduzida na odontologia em 1937 (SPENCER & GARIAEF, 1949⁴⁷). Em 1946, 98% das bases de próteses removíveis eram confeccionadas com este material (CRAIG, 1997¹¹). Atualmente, as resinas acrílicas têm grande utilidade na prótese dentária, como bases de prótese, coroas, reparos, facetas, entre outras. Para compreender o uso, aplicação e cuidados na manipulação das resinas, é importante entender o processo de polimerização, que pode ser definido como a conversão de partículas de baixo peso molecular chamado monômero, para compostos de alto peso molecular, chamados polímeros. O início da reação ocorre tanto por adição de aceleradores orgânicos (Amina Orgânica) ou por temperatura (CRAIG, 1997¹¹). Em primeira instância, a temperatura mínima para início da decomposição é de 74°C (165° F). No caso de adição de Amina Orgânica, a decomposição ocorre em temperatura ambiente (CRAIG, 1997¹¹). Os produtos que necessitam de temperatura como iniciador da reação são chamados de termopolimerizáveis e aqueles que utilizam aminas para decomposição do peróxido são chamados de auto-polimerizáveis (JAGGER, 1978²⁵). Como as resinas acrílicas podem variar em sua composição, peso molecular, distribuição espacial de suas moléculas, conseqüentemente, suas propriedades físicas e mecânicas podem ser alteradas, de acordo com a necessidade e indicação da utilização de cada resina (CRAIG, 1997¹¹). As bases de próteses removíveis podem ser confeccionadas com as resinas termopolimerizáveis: *Resinas Fluídas com técnica injetada*, que os fabricantes afirmam possuir melhor adaptação e menor alteração dimensional, pois a resina é injetada ainda líquida no interior da mufla, e esta não é aberta para inserção da massa plástica, o que evita a formação da película de resina e movimentação entre as duas partes da mufla, comumente encontrada nas resinas prensadas pelo método convencional; *Resinas Fotopolimerizáveis* (BREEDING et al., 1991⁸; TURCK et al., 1992⁵⁴; SADAMORI et al., 1995⁴¹; BOBBERICK & MCCOOL, 1998⁵), *Resinas Polimerizadas por Energia de Microondas* (TAKAMATA & SETCOS, 1989^{52,51}; DEL BEL CURY et al., 1994¹⁵; HOGAN & MORI, 1990²³; BRAUN & DEL

BEL CURY, 1999⁷) e *Resinas polimerizadas pelo método convencional (banho de água)*; (BURNS et al., 1990⁹). A polimerização de resina por energia de microondas (NISHII, 1968³¹) apresenta como vantagens ser um método limpo, fácil, rápido (KIMURA et al.²⁷, 1984; HAYDEN²², 1986; DE CLERCK¹³, 1987; LEVIN²⁹, 1989). Neste trabalho foram utilizadas resinas termopolimerizável convencionais, polimerizadas por energia de microondas, e de polimerização rápida utilizada na técnica de injeção. As propriedades verificadas foram: Adaptação, Porosidade, Resistência à flexão e ao Impacto.

Adaptação

A adequada adaptação de bases das próteses removíveis é citada como um dos importantes fatores de retenção destas próteses (BLATTERFEIN, 1958⁴). Outros fatores são: forças capilares envolvendo o filme líquido entre os tecidos orais e a base da prótese; forças superficiais controladas pelo umedecimento da base acrílica pela saliva; a espessura do filme de saliva entre a base e os tecidos orais; a tensão superficial da saliva; viscosidade da saliva; pressão atmosférica (CRAIG, 1997¹¹)

Para determinar a adaptação de bases de prótese, um dos métodos utilizados é a pesagem de um material de impressão interposto entre o modelo metálico e a base em resina (TAKAMATA et al., 1989⁵¹; SHLOSBERG et al., 1989⁴⁵; DYER & HOWLET, 1994¹⁶). A medida da distância entre a superfície do modelo de gesso e a superfície interna da base de resina, realizada em microscópio (KIMURA et al., 1984²⁷; TAKAMATA et al., 1989⁵¹; BOBERICK & MCCOOL, 1998⁵) é outro método que avalia a adaptação de bases de prótese.

A literatura afirma que as alterações da resina ocorrem durante o processamento e no primeiro mês de uso destas próteses (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959^{56, 57}; KIMURA et al., 1984²⁷). A área de maior alteração de adaptação das resinas é na região posterior do palato (GOODKIND & SCHULTE, 1970²⁰; SYKORA & SUROW, 1993⁵⁰, 1996⁴⁹; PADOVAN, 1998³⁵; GANZAROLLI & DEL BEL CURY, 1999¹⁹). Alguns trabalhos como os de KIMURA et al., 1983²⁸, 1987²⁶, TAKAMATA & SETCOS, 1989⁵¹; HANAA & ADEL, 1995²¹ e RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY, 1995³⁹, após

verificarem a adaptação de bases de prótese confeccionadas com resinas acrílicas polimerizadas por banho de água e com energia de microondas, pelo método de interposição de material elástico entre a base e o modelo, afirmaram que as bases confeccionadas com resina para microondas apresentaram melhor adaptação quando comparadas às resinas polimerizadas pelo método convencional. Pode ser observado neste trabalho que a resina injetada Palaxpress apresentou melhor adaptação que a resina Onda Cryl. Este resultado coincide com ANTHONY & PEYTON, 1962²; GOODKIND & SCHULTE, 1970²⁰; SYKORA & SUTOW, 1990⁴⁸ que afirmam ainda que a resina por injeção apresenta melhor adaptação, por possuir partículas menores que a resina convencional, a temperatura de polimerização é menor, a técnica de resina injetada não permite a formação de película de resina entre as duas partes da mufla e não ocorre a movimentação das duas partes da mufla durante a inserção do material, como ocorre no processamento por compressão. Entre as resinas Clássico (convencional) e Onda Cryl (microondas), não foram observadas diferenças estatisticamente significantes, assim como nos resultados encontrados por NISHII, 1968³¹; SHOLOSBERG et al., 1989⁴⁵; SANDERS et al., 1991⁴³; WALLACE et al., 1991⁵⁵; SALIM et al., 1992⁴². A variação dos resultados encontrados neste trabalho e em trabalhos como de KIMURA et al., 1983²⁸, 1987²⁶, TAKAMATA & SETCOS, 1989⁵¹; HANAA & ADEL, 1995²¹ e RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY, 1995³⁹, afirmam que a melhor adaptação da resina polimerizada por energia de microondas, pode ser justificada por diferença na composição e conseqüentemente, qualidade e comportamento diferentes de cada material.

Após armazenagem em água por trinta dias, numa temperatura de $\pm 37^{\circ}\text{C}$, foi observado que a resina Palaxpress apresentou melhor adaptação quando comparada com as resinas Onda Cryl e Clássico, e estas últimas não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si (NISHII, 1968³¹). Foi observado ainda nos resultados que após armazenagem em água por trinta dias, houve distorção das três resinas estudadas, resultado também encontrado por HUGGET et al., 1984²⁴ e KIMURA et al., 1984²⁷. Segundo estes autores, a distorção ocorre pela recuperação da contração de polimerização da resina.

Porosidade

A porosidade das resinas acrílicas, além de levar a uma diminuição da resistência à flexão e ao impacto das mesmas, segundo DAVENPORT (1970)¹², causa maior acúmulo de placa bacteriana, que pode facilitar a colonização por *Cândida sp*, causando estomatite protética em pacientes portadores destas próteses. A formação de poros se deve a vários fatores como: contração de polimerização; temperatura de ebulição do monômero acima de 100,8°C; homogeneidade inadequada da massa; (WOOLFAARDT et al., 1986⁵⁸). Nas resinas polimerizadas por energia de microondas, quanto menor a potência e maior o tempo de polimerização, menor é a formação de poros nas resinas (KIMURA et al., 1983²⁸, 1984²⁷; AL DOORI et al., 1988¹; BAFILE et al., 1991³; NOWLIN et al., 1991³²). Outro fator que determina a quantidade de poros de uma resina, é a espessura do material (KIMURA, 1984²⁷; TRUONG & THOMASZ, 1988⁵³).

Para avaliação de porosidade, os métodos utilizados são: pigmentação da porosidade com tinta nanquim e contagem de poros (FARAJ & ELLIS, 1979¹⁷; REITZ et al, 1985³⁸; NOWLIN et al., 1991³²; RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY, 1995³⁹; BRAUN, 1998⁶) e pesagem das amostras em ar e em água – Princípio de Archimedes - (SABIT et al., 1975⁴⁰; BAFILE et al., 1991³). A contagem dos poros não avalia a porosidade interna da resina, enquanto que, a pesagem das amostras fornece um resultado tanto da superfície externa quanto da região interna. Segundo a especificação n. 12 da ADA¹⁰, são consideradas porosidades aquelas “bolhas” vistas clinicamente. Considerando esta recomendação, o método de contagem de poros é suficiente. No entanto, com o objetivo de avaliar o material o método utilizado neste trabalho foi a pesagem das amostras. Pode ser observado nos resultados que a resina Clássico apresentou menor número de poros quando comparada com a resina Palaxpress. A resina Clássico é polimerizada por um período maior que a resina Palaxpress, e esta última, passa por um processo de autopolimerização, antes de terminar a polimerização em água quente. WOOLFAARDT (1986)⁵⁸, afirmou em seu trabalho que um dos fatores que causam a porosidade nas resinas é a inclusão de gases. O método utilizado para injeção da resina Palaxpress favorece a inclusão destes gases, pelo que pôde ser observado durante a fase experimental deste trabalho, onde algumas amostras

apresentaram “bolhas” clinicamente visíveis. Estas “bolhas” podem ocorrer pela inclusão de gases associada ao posicionamento incorreto dos condutos de cera, levando a um preenchimento deficiente do interior da mufla pela resina ainda fluida. A resina Onda Cryl não apresentou diferenças estatisticamente significantes entre as resinas Palaxpress e Clássico, resultado que coincide com os trabalhos de REITZ et al., 1985³⁸; SANDERS et al., 1987⁴⁴; GANZAROLLI & DEL BEL CURY, 1999¹⁹. Também foi observado neste trabalho que a resina Clássico apresentou menor resistência à flexão e ao impacto, e ao mesmo tempo menor número de poros. TRUONG & THOMASZ, 1988⁵³, afirmaram que resistência e porosidade são inversamente proporcionais, no entanto, os resultados encontrados neste trabalho podem ser justificados por dois fatores: 1) as amostras utilizadas para testes de resistência e porosidade não possuíam a mesma espessura, e a formação de poros varia de acordo com a espessura das amostras, como já citado; 2) o método para análise de porosidade é diferente dos métodos utilizados na maioria dos trabalhos (pigmentação e contagem de poros), desta forma não há como afirmar o tamanho dos poros encontrados nas amostras.

Resistência à flexão

Com a evolução das resinas, o teste de resistência à flexão tem sido mais utilizado que outros testes de resistência ou compressão, pois a resistência à flexão é o tipo de força que mais se assemelha àquelas que ocorrem durante o uso da prótese pelo paciente (CRAIG, 1997¹¹).

Na avaliação de resistência à flexão, um espécime recebe uma carga transversal no longo eixo do mesmo. Isso ocasiona uma força de compressão na superfície superior da amostra e força de tensão na camada inferior. Quando há a diminuição da resistência do material, o espécime fratura, iniciando esta fratura nas camadas mais inferiores, onde se concentram as forças de tensão (CRAIG¹¹).

Foi observado nos resultados que a resina Clássico apresentou menor resistência à flexão quando comparada com as resinas Palaxpress e Onda Cryl, e estas últimas não

apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si (SHOLOSBERG et al., 1989⁴⁵; POWERS & EL SHEIKH, 1998³⁶). A resistência à flexão, segundo HAYDEN, 1986²², está relacionada com a eficiência da polimerização e conseqüente formação de cadeias curtas de polímeros de baixo peso molecular. Com os resultados obtidos neste trabalho verificou-se que o processo de polimerização em microondas, e o tipo de polimerização da resina Palaxpress são eficientes (YUNUS et al., 1994⁵⁹). Esta última apresentou melhores resultados quando comparada com as demais por possuir um sistema de polimerização dual e partículas menores.

Resistência ao impacto

A resistência ao impacto é a medida da energia absorvida pelo material quando o mesmo é quebrado com um golpe súbito (CRAIG, 1997¹¹). A porosidade e presença de monômero residual pode levar à diminuição da resistência ao impacto das resinas (FUJJI, 1989¹⁸; OKU, 1989³⁴; YUNNUS et al., 1994⁵⁹). É possível a adição de alguns ingredientes plásticos (partículas de borracha) para aumento da resistência ao impacto das resinas acrílicas (AL DOORI et al., 1988¹). Assim, a resistência ao impacto varia de acordo com a composição da resina. Para o teste de resistência ao impacto, foi utilizado o método Charpy. Foi observado nos resultados que a resina Clássico apresentou menor resistência ao impacto quando comparada com as resinas Onda Cryl e Palaxpress, e estas últimas não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si. Este resultado coincide com àqueles encontrados no teste de resistência à flexão.

Conclusões

Verificou-se com este trabalho que a resina injetada Palaxpress apresentou adequada adaptação, resistência à flexão e ao impacto e aceitável quantidade de poros, quando comparada com resinas já conhecidas e aceitas no mercado odontológico. No entanto, a resina Palaxpress apresenta alto custo, dificuldade de importação, equipamentos e técnicas específicas para sua manipulação, o que a transforma em um material pouco procurado por profissionais. É necessário o desenvolvimento de novos materiais e equipamentos que transformem esta técnica e esta nova resina em materiais acessíveis ao mercado.

Referências Bibliográficas*

1. AL DOORI, D. *et al.* A comparison of denture base acrylic resins polymerized by microwave irradiation and by conventional water bath curing system. *Dent Mater*, Washington, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
2. ANTHONY, D.H., PEYTON, F.A. Dimensional accuracy of various denture base material. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.12, n.1, p.67-81, Jan./Feb. 1962.
3. BAFILE, M. *et al.*, Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.66, n.2, p.269-274, Aug. 1991.
4. BLATTERFEIN, L. Rebasing procedures for removable partial dentures, *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.8, n.3, p.441-467, May 1958.
5. BOBBERICK, K.G., MCCOOL, J. Dimensional stability of record bases fabricated from light-polymerized composite using two methods. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.79, n.4, p.399-403, Apr. 1998.
6. BRAUN, K.O. Avaliação in vitro da efetividade de polimerização da resina acrílica dental polimerizada através de energia de microondas, quando em contato com metal. *Rev Odontol Univ S Paulo*, São Paulo, v.12, n.2, p.173-180, abr./jan. 1998.
7. _____, DEL BEL CURY, A.A. Avaliação do efeito do polimento químico sobre as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas ativadas química e termicamente. Piracicaba, 1999. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

* De acordo com a NBR 6023, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "Medline".

Referências Bibliográficas

8. BREEDING, L.C., DIXON, D.L. LUND, P.S. Dimensional changes of processed denture bases after relining with three resins. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.66, n.5, p.650-656, Nov. 1991.
9. BURNS, D.R. *et al.* Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.3, n.5, p.489-493, 1990.
10. CONCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. Specification n.12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.90, n.2, p.451-458, Feb.1975.
11. CRAIG, R.C. *Restorative dental materials*. 3.ed. Saint Louis: Mosby, 1997. cap.19: Applications of polymers, p.500-551.
12. DAVENPORT, J.C. The oral distribution of *Candida* in denture stomatitis. *Br Dent J*, London, v.129, n.3, p.151-6, Aug. 1970.
13. DE CLERCH, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.57, n.5, p.650-658, May 1987.
14. DEL BEL CURY, A.A., RACHED, R.N., GANZAROLLI, S.M. A influência do material de revestimento sobre as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas polimerizadas com energia de microondas. Piracicaba, 1998. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
15. DEL BEL CURY, A.A., RODRIGUES JUNIOR, A.L. PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. *Rev Odontol Univ S Paulo*, São Paulo, v.8, n.4, p.243-249, out./dez. 1994.

Referências Bibliográficas

16. DYER, R.A., HOWLETT, J.A. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. *J Dent*, Oxford, v.22, n.4, p.236-241, Aug. 1994.
17. FARAJ, S.A.A., ELLIS, B. The effect of processing temperatures on the exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. *Br Dent J*, London, v.147, n.8, p.209-212, Oct. 1979.
18. FUJII, K. Fatigue properties of acrylic denture base resins. *Dental Mater J*, Japan, v.8, n.2, p.243-259, 1989.
19. GANZAROLLI, S.M., DEL BEL CURY, A.A. Avaliação da adaptação e porosidade de bases de prótese segundo diferentes tipos de resfriamento. Piracicaba, 1999. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
20. GOODKIND, R.J., SCHULTE, R.C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.24, n.6, p.662-668, Dec. 1970.
21. HANAA, A.E., ADEL, M.A.H. Accuracy of freely adapted resin record bases. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.73, p.348-353, Apr. 1995.
22. HAYDEN, W.J. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. *Gen Dent*, Chicago, v.34, p.367-371, Sept./Oct. 1986.
23. HOGAN, P.F., MORI, T. Development of a method of continuous temperature measurement for microwave denture processing. *Dent Mater*, Washington, v.9, n.1, p.1-11, June 1990.

Referências Bibliográficas

24. HUGGET, R., BROCKS, S.C., BATES, J.F. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. *Quintessence Dent Technol*, Washington, v.8, n.2, p.81-85, Feb. 1984.

25. JAGGER, R.G. Effect of the curing cycle on some propriets of a polymethylmethacrylate denture base material. *J Oral Rehabil*, Birmingham, v.5, n.8, p.151-157, 1978.

26. KIMURA, H., TERAOKA, F., SAITO, T. Aplicacions of microwave of dental technique (part I) - dough - forming and curing of acrylic resins. *J Osaka Univ Dent Sch*, Osaka, v.23, p.43-49, Dec 1987.

27. _____., _____., _____. Aplicacions of microwave for dental technique (part 2) - adaptability of cured acrylicresins. *J Osaka Univ Dent Sch*, Osaka, v.24, p.19-21, Dec. 1984.

28. _____., _____., SUGITA, M. Aplicacions of microwave for dental technique (part 03)-development of model materials for microwave polymerization. *J Osaka Univ Dent Sch*, Osaka, v.23, p.43-49, Dec. 1983.

29. LEVIN, B., SANDERS, J.L., REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.61, p.3, p.381-383, Mar. 1989.

30. MESQUITA, M.F. *et al.* Efeito do polimento químico sobre a resistência ao impacto das resinas acrílicas. *Semina Ciênc Biol/Saúde*, v.17, n.2, p.178-182, jun.1996.

31. NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat - curing resins. *J Osaka Dent Univ Sch*, Osaka, v.2, p.23-40, Feb. 1968.

Referências Bibliográficas

32. NOWLIN, T.P., TAUBERT, T., BOESEL, B.J. Tensile strength and porosity in two new microwave process acrylics. *J Dent Res*, Washington, v.70, p.476, Apr. 1991.
33. OKU, J.I. Impact properties of acrylic denture base resin - Part 01 - A new method for determination of impact properties. *J dental Mater*, v.7, n.2, p.166-173, June 1988.
34. _____. Impact Properties of acrylic Denture Base Resin - Part 02 - Effect of temperature and residual monomer on impact characteristics. *Dent Mater J*, v.8, n.2, p.186-193, Dec. 1989.
35. PADOVAN, S.H.M. Influência do ciclo de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20. Piracicaba, 1998. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
36. POWERS, J.M., EL SHEIKH, M.M. Flexural Properties of compression-and Injection-molded Denture Resins. *J Dent Res*, Washington, v.77, p.203, 1998. [Abstract].
37. RACHED, R.N., DEL BEL CURY, A. A., Resistência de união entre resina acrílica para microondas e resina acrílica termopolimerizável convencional, segundo diferentes tratamentos químicos prévios. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
38. REITZ, P.V., SANDERS, J.L., LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence Int*, Berlin, v.6, n.8, p.547-551, Aug.1985.

Referências Bibliográficas

39. RODRIGUES GARCIA, R.M.C., DEL BEL CURY, A.A., Estudo da adaptação e porosidade de bases de próteses confeccionadas com resina acrílica dental submetidas a dois ciclos de polimerização. *Rev Odontol Univ S Paulo*, São Paulo, v.10, n.4, p.295-302, out./dez. 1995.

40. SABIT, E.M., RAMADAN, F.A., MOHAMED, F.A. The effect of curing cycles and mold materials on porosity of acrylic resin. *Egypt Dent J*, Cairo, v.21, n.1, p.75-88, Jan. 1975.

41. SADAMORI, S. *et al.*. Dimensional changes of relined denture bases with heat-cured, microwave - activated, autopolymerizing, and visible light-cured resins. A laboratory study. *Aust Dent J*, Saint Leonards, v.40, n.5, p.322-326, 1995.

42. SALIM, S., SADAMORI, S., HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.67, n.6, p.879-881, June 1992.

43. SANDERS, J.L., LEVIN, B., REITZ, P.V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int*, Berlin, v.22, n.3, p.181-186, Mar. 1991.

44. _____, _____, _____. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quintessence Int*, Berlin, v.18, n.7, p.453-456, July 1987.

45. SHLOSBERG, S.R. *et al.* Microwave energy polymerization of poly (methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.2, n.5, p.453-458, 1989.

46. SKINNER, E.W. *Materiais dentários de SKINNER*. 8.ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. p.127-153.

Referências Bibliográficas

47. SPENCER, H.R., GARIAEF, P. The present status of vulcanite versus plastics a baseplate material. *Contact Pt*, San Francisco, v.27, p.263-267, June 1949.
48. SYKORA, O., SUTOW, E.J. Comparasion of the dimensional stability of two waxes and two acrylic resin processing techniques in the production of complete dentures. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.17, p.219-227, May 1990.
49. _____. Posterior palatal seal adaptation: influence of a high expansion stone. *J Oral Reahabil*, Oxford, v.23, p.342-345, May 1996.
50. _____. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and imersion. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.20, p.19-31, Jan. 1993.
51. TAKAMATA, T., SETCOS, J.C. Adaptation of acrylic resin denture as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.119, n.2, p.271-276, Aug. 1989.
52. _____. Resin dentures bases: Review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthod*, Lombard, v.2, n.6, p.555-562, 1989.
53. TRUONG, V.T., THOMASZ, F.G.V. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. *Aust Dent J*, Saint Leonards, v.33, n.3, p.201-204, June 1988.
54. TURCK, M.D. *et al.*. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture-processing techniques. *Int J Prosthod*, Lombard, v.5, n.4, p.367-372, 1992.
55. WALLACE, P.W. *et al.* Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.9, n.4, p.451-460, May 1991.

R e f e r ê n c i a s B i b l i o g r á f i c a s

56. WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. *Int Dent J*, Saint Albans, v.9, n.4, p.451-460, May 1959.
57. _____; _____. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.59, n.2, p.250-260, Aug. 1959.
58. WOLFAARDT, J.F., CLEATON-JONES, P., FATTI, P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.55, n.3, p.393-400, Mar. 1986.
59. YUNUS, N.; A HARRISON, A., HUGGETT, R. Effect of microwave on the flexural strength and residual monomer levels of acrylic resin repair material. *J Oral Rehabil*, v.21, p.641-648, 1994.

Anexos

A análise utilizada foi o Delineamento em Blocos ao Acaso, onde tomou-se como blocos os Grupos que foram em número de 3, tendo para cada combinação das variáveis Resistência ao Impacto, Resistência à Flexão e Porosidade 10 repetições e, para a variável Adaptação, 6 repetições, realizando-se a análise em cada medida considerada. As médias foram analisadas pelo teste t.

A fim de verificar a existência de significância estatística, quando as variáveis Grupo e Adaptação são analisadas conjuntamente, foi realizado um delineamento fatorial.

RESULTADO DA ANÁLISE

O teste para verificação de normalidade dos dados (Shapiro-Wilk) apresentou os seguintes resultados.

Tabela 1 – Valores do teste de Shapiro-Wilk.

Variáveis	Valor do teste	P-valor
Resistência ao Impacto	0,8566	0,0007
Resistência à Flexão	0,9710	0,6126
Absorção – imediata	0,9883	0,9921
– dias	0,9139	0,1033
Porosidade	0,7631	0,0001

* valores de $p < 0,01$ indicam ausência de normalidade.

De acordo com os resultados acima, foi realizada uma análise paramétrica nas variáveis Resistência à Flexão e Adaptação (imediata e dias), sendo feita uma Análise de Variância (ANOVA) para as mesmas.

A n e x o s

Para as variáveis Resistência ao Impacto e Porosidade foi realizada uma análise não-paramétrica, pois não apresentaram normalidade nos dados, sendo assim será feita uma análise de comparação de médias pelo Teste de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%.

Tabela 2 – Análise de variância das variáveis de resistência à flexão e absorção.

Variável – Resistência à Flexão				
Coeficiente de variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	f-valor	p-valor
Grupo	2	1249,8746	9,47	0,0008
Variável – Absorção				
- Imediata				
Coeficiente de variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	f-valor	p-valor
Grupo	2	0,0560	9,33	0,0023
- Dias				
Coeficiente de variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	f-valor	p-valor
Grupo	2	0,0554	6,22	0,0108

* se p-valor < 0,05 existe diferença significativa.

Verifica-se diferença significativa entre os Grupos das variáveis resistência à flexão e absorção (imediata e dias).

Tabela 3 – Comparação de médias para as variáveis reflexão e absorção dentro dos Grupos.

Variáveis	Grupos	Médias	desvio-padrão
Flexão	Grupo 1	81,970 a	7,999
	Grupo 2	97,550 b	9,713
	Grupo 3	92,090 b	6,301
Adaptação (imediata)	Grupo 1	0,573 ab	0,037
	Grupo 2	0,640 a	0,061
	Grupo 3	0,503 b	0,062
Adaptação (dias)	Grupo 1	0,705 a	0,055
	Grupo 2	0,696 a	0,051
	Grupo 3	0,583 b	0,087

* médias seguidas por letras distintas diferem entre si.

Na comparação de médias verificou-se que:

- Resistência à flexão – O Grupo 1 diferiu significativamente dos Grupos 2 e 3 e esses não diferiram entre si, as maiores médias foram observadas nos Grupos 2 e 3.
- Adaptação (imediata) – Apenas os Grupos 2 e 3 diferiram entre si, possuindo as maiores médias os Grupos 2 e 1.
- Adaptação (dias) – Apenas o Grupo 3 diferiu dos demais Grupos, possuindo as maiores médias os Grupos 1 e 2.

Tabela 4 – Análise de variância para a variável medida.

Coefficiente de variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	f-valor	p-valor
Grupos	2	0,1026	13,76	0,0001
Adaptação	1	0,0720	19,31	0,0001
Grupo*adaptação	2	0,0088	1,19	0,3196
Resíduo	30	0,1188		
Total	35	0,2953		

* se p-valor < 0,05 existe diferença significativa.

Verifica-se diferença significativa entre as variáveis adaptação (dias e imediata) e para a variável Grupo (Grupo1, Grupo2 e Grupo3).mesmo não havendo significância estatística para a interação (Grupo x adaptação) será feita uma comparação de médias para as mesmas.

A n e x o s

Adaptação

imediato

GRUPO	REPETIÇÃO	RESULTADO
1	3	0,59
1	6	0,51
1	9	0,59
1	12	0,57
1	15	0,62
1	18	0,56
2	3	0,69
2	6	0,54
2	9	0,61
2	12	0,71
2	15	0,66
2	18	0,63
3	3	0,48
3	6	0,52
3	9	0,46
3	12	0,55
3	15	0,59
3	18	0,42

após 30 dias em água

GRUPO	REPETIÇÃO	RESULTADO
1	3	0,70
1	6	0,75
1	9	0,78
1	12	0,68
1	15	0,70
1	18	0,62
2	3	0,65
2	6	0,69
2	9	0,66
2	12	0,77
2	15	0,75
2	18	0,66
3	3	0,52
3	6	0,66
3	9	0,52
3	12	0,63
3	15	0,69
3	18	0,48

A n e x o s

<i>Porosidade</i>		
GRUPO	REPETIÇÃO	RESULTADO
1	1	0,4
1	2	0,4
1	3	0,4
1	4	0,5
1	5	0,4
1	6	0,4
1	7	0,5
1	8	0,5
1	9	0,5
1	10	0,5
2	1	0,5
2	2	0,5
2	3	0,5
2	4	0,5
2	5	0,5
2	6	0,5
2	7	0,5
2	8	0,5
2	9	0,5
2	10	0,5
3	1	0,6
3	2	0,7
3	3	0,5
3	4	0,7
3	5	0,7
3	6	0,4
3	7	0,5
3	8	0,7
3	9	0,7
3	10	0,4

Resistência à Flexão

GRUPO	REPETIÇÃO	RESULTADO
1	1	78,5
1	2	73,0
1	3	100,3
1	4	73,0
1	5	86,6
1	6	77,7
1	7	82,6
1	8	82,3
1	9	79,3
1	10	86,4
2	1	101,0
2	2	99,1
2	3	112,0
2	4	94,7
2	5	88,2
2	6	83,0
2	7	87,7
2	8	94,3
2	9	109,0
2	10	106,5
3	1	88,00
3	2	93,20
3	3	87,10
3	4	96,00
3	5	96,00
3	6	85,80
3	7	80,70
3	8	96,20
3	9	97,60
3	10	100,30

A n e x o s

Resistência ao Impacto

GRUPO	REPETIÇÃO	RESULTADO
1	1	0,25
1	2	0,25
1	3	0,25
1	4	0,25
1	5	0,25
1	6	0,25
1	7	0,25
1	8	0,25
1	9	0,25
1	10	0,25
2	1	0,27
2	2	0,27
2	3	0,27
2	4	0,27
2	5	0,26
2	6	0,27
2	7	0,27
2	8	0,26
2	9	0,26
2	10	0,27
3	1	0,26
3	2	0,26
3	3	0,26
3	4	0,26
3	5	0,26
3	6	0,26
3	7	0,26
3	8	0,26
3	9	0,26
3	10	0,24